

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE MESTRADO
EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

LUCIANA FERNANDES MARBA

**ESTUDO CLÍNICO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE MORDIDA E DO
PADRÃO FACIAL NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE DIFERENTES
TIPOS DE COROAS CERÂMICAS**

VITÓRIA
2013

LUCIANA FERNANDES MARBA

**ESTUDO CLÍNICO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE MORDIDA E
DO PADRÃO FACIAL NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE
DIFERENTES TIPOS DE COROAS CERÂMICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na área de concentração Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof^a Dr^a Selva Maria Gonçalves Guerra.

VITÓRIA
2013

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do
Espírito Santo, ES, Brasil)

- M312e Marba, Luciana Fernandes, 1979 -
Estudo clínico da influência da força de mordida e do padrão facial na
resistência à fratura de diferentes tipos de coroas cerâmicas / Luciana
Fernandes Marba – 2013.
98 f. : il.
- Orientador: Selva Maria Gonçalves Guerra.
Coorientador: Cláudia Machado de Almeida Mattos.
- Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Universidade Federal
do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.
1. Força de mordida. 2. Face. 3. Cerâmicas. I. Guerra, Selva Maria
Gonçalves. II. Mattos, Cláudia Machado de Almeida. III. Universidade Federal
do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 616.314

LUCIANA FERNANDES MARBA

**ESTUDO CLÍNICO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE MORDIDA E
DO PADRÃO FACIAL NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE
DIFERENTES TIPOS DE COROAS CERÂMICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na área de concentração Clínica Odontológica.

Aprovada em 25 de Janeiro de 2013.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Edson Antônio Capello de Sousa
Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP

Prof. Dra. Cláudia Machado de Almeida Mattos
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dra Selva Maria Gonçalves Guerra
Universidade Federal do Espírito Santo

Vitória,
ES

Se você quer transformar o mundo,
experimente primeiro promover o seu
aperfeiçoamento pessoal e realizar
inovações no seu próprio interior.

Dalai Lama

Agradeço

À minha orientadora a Profª Drª Selva Maria Gonçalves Guerra, pelo entusiasmo e constante busca em aperfeiçoar meus conhecimentos.

À Professora Zilda Fagundes Lima Oliveira pela participação efetiva neste estudo, apresentando-se sempre disponível e fundamental para a realização da minha dissertação.

Aos funcionários da Clínica Radiológica Craniofacial pelo atendimento aos pacientes do estudo e execução dos exames radiológicos necessários, para o estudo.

Ao Professor Aloir Fassarela pelo tempo despendido pela atenção dada para a calibração do sensor utilizado no estudo.

À Dra. Priscila Pessin Coppo pela colaboração para a realização deste trabalho.

À amiga Priscila Viola Borgo pelo carinho, pela motivação, pelos conselhos e pela ajuda mútua, o que fez com que nós pudéssemos caminhar sempre juntas.

Às colegas Ana Paula, Regina, Rosângela, Flávia, Katiane, Cristina, Bruna, Bruna, Priscila e Suzy pelo agradável convívio.

À minha família, em especial ao meu marido, pela paciência e compreensão nesta fase tão importante para a minha formação profissional.

Aos pacientes que colaboraram para a realização deste estudo clínico.

RESUMO

As cerâmicas odontológicas utilizadas para a confecção de restaurações estéticas indiretas podem ser acometidas por trincas ou fraturas durante a vida útil em meio bucal. Este estudo teve como objetivo principal avaliar a influência das características sociodemográficas e do padrão facial na força máxima de mordida e, consequentemente, na incidência de fraturas de coroas parciais ou totais de cerâmica. Foram coletadas informações sobre as características sociodemográficas e variáveis clínicas a partir da leitura dos prontuários odontológicos; do padrão facial dos indivíduos da amostra a partir dos traçados cefalométricos; dos valores da força máxima de mordida a partir da compressão do sensor de força Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA) posicionado sobre o primeiro molar. Foi aplicado o teste estatístico não-paramétrico de Mann-Whitney, e os resultados foram dispostos em tabelas. Dos 25 participantes do estudo, 16 pertenciam ao gênero feminino e 9 ao gênero masculino. A faixa etária dos participantes variou entre 30 a 60 anos ou mais, sendo que 15 (60%) apresentavam-se entre 30 a 49 anos e 10 (40%) apresentavam-se com 50 anos ou mais, com uma média de idade de $48,92 \pm 9$ anos. O grupo apresentou uma força máxima de mordida média de $213N \pm 84N$. Os homens apresentaram maiores valores de força máxima de mordida quando comparados ao grupo das mulheres ($p=0,05$). O gênero masculino apresentou maiores valores de força máxima de mordida. Não foi possível a determinação da influência da faixa etária e do padrão facial na magnitude da força máxima de mordida. Percentualmente ocorreu maior incidência de fratura nos indivíduos do gênero masculino, nos indivíduos na faixa etária de 30 a 49 anos e nos indivíduos com padrão facial braquicéfalo, os quais apresentam distintos valores de força máxima de mordida.

Palavras chave: Força de mordida. Padrão facial. Cerâmicas.

ABSTRACT

The dental ceramics used for making indirect aesthetic restorations can be affected by cracks or fractures during lifetime in the oral environment. This study aims to evaluate the influence of sociodemographic and facial pattern in maximum bite force and consequently the incidence of fractured crowns partial or full ceramic. Data were collected on sociodemographic characteristics and clinical variables from the reading of dental records; facial pattern of the sample from the cephalometric x-ray; values of the maximum bite force were measured from the compression of the sensor FLEXIFORCE EFL (Tekscan, Boston, USA) positioned on the first molar. The statistical non-parametric Mann-Whitney test was applied and the results were tabulated. From the 25 study participants, 16 were females and 9 were males. The age of participants ranged from 30 to 60 years old or more, whereas 15 (60%) were between 30 to 49 years old and 10 (40%) presented with 50 or more years old, with a mean age of 48.92 ± 9 years old. The group had an average maximum bite force of $213\text{N} \pm 84\text{N}$. Men showed higher maximum bite force when compared to women ($p = 0.05$). Males had higher maximum bite force. It was not able to determine the influence of age and facial pattern in the magnitude of maximum bite force. The study found a higher incidence of fractures in male subjects, in subjects aged 30 to 49 years and patients with facial pattern brachycephalic, with different values of maximum bite force.

Keywords: Bite force. Facial pattern. Ceramics.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Vista externa de coroas unitárias totais cerâmicas com infraestrutura à base de óxido de alumínio (In-Ceram® Alumina, Bad Säckingen, Alemanha). _____ 57
- Figura 2– Vista externa de coroas unitárias totais cerâmicas com infraestrutura à base de óxido de alumínio (In- Ceram® Alumina Bad Säckingen, Alemanha) _____ 57
- Figura 3 – Vista externa de coroas totais unitárias confeccionadas no sistema de cerâmica pura feldspática _____ 57
- Figura 4 – Vista interna de coroas totais unitárias confeccionadas no sistema de cerâmica pura feldspática. _____ 58
- Figura 5– Vista externa de uma coroa total unitária confeccionada no sistema metalocerâmico em ouro eletrodepositado _____ 58
- Figura 6 – Vista interna de uma coroa total unitária confeccionada no sistema metalocerâmico em ouro eletrodepositado _____ 59
- Figura 7 – Mensuração da espessura do sensor FLEXIFORCE EFL (Tekscan, Boston, EUA) com um aparador, de silicone utilizando um paquímetro analógico (Mitutoyo, São Paulo, Brasil ____ 60
- Figura 8 – Espessura de 4,5mm do sensor FLEXIFORCE EFL (Tekscan, Boston, EUA) com um aparador, de silicone utilizando um paquímetro analógico (Mitutoyo, São Paulo, Brasil) _____ 60
- Figura 9- Calibração do sensor Flexiforce (Tekscan, Boston, EUA), a partir da utilização de pesos conhecidos. _____ 63
- Figura 10- Calibração do sensor Flexiforce (Tekscan, Boston, EUA), utilizando uma ponteira de 2mm de diâmetro sobre o sensor alto (H-B-201) protegido por um silicone semi-rígido. _____ 63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1–	Distribuição dos indivíduos segundo as características sociodemográficas _____	65
Tabela 2 –	Apresentação da média da idade dos indivíduos da amostra. _____	65
Tabela 3 –	Apresentação da força máxima de mordida dos indivíduos da amostra. _____	66
Tabela 4 –	Apresentação dos valores da força máxima de mordida segundo a faixa etária dos indivíduos da amostra _____	66
Tabela 5 –	Apresentação dos valores da força máxima de mordida segundo o gênero dos indivíduos da amostra. _____	67
Tabela 6-	Apresentação do padrão facial e da força máxima de mordida segundo a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, instaladas nos dentes posteriores _____	68
Tabela 7-	Apresentação do gênero e da força máxima de mordida segundo a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, instaladas nos dentes posteriors _____	68
Tabela 8-	Apresentação da faixa etária e da força máxima de mordida segundo a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, instaladas nos dentes posteriores _____	69
Tabela 9 –	Apresentação das coroas parciais ou totais de cerâmica segundo a presença ou ausência de fratura _____	69
Tabela 10 –	Apresentação das coroas parciais ou totais de cerâmica instaladas nos dentes posteriores segundo a presença de fratura e a força máxima de mordida _____	70

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 FRATURA DAS CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS	13
2.2 FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA	25
2.3 PADRÃO FACIAL	39
3 OBJETIVO GERAL	49
3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	49
4 METODOLOGIA	50
4.1 TIPO DE ESTUDO	50
4.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA	50
4.3 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO	52
4.4 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS	53
4.5 VARIÁVEIS	54
4.6 METODOLOGIA ESTATÍSTICA	63
5 RESULTADOS	65
5.1 ANÁLISE DESCRITIVA DAS VARIÁVEIS	65
6 DISCUSSÃO	71
7 CONCLUSÃO	79
8 REFERÊNCIAS	80
ANEXO A- DADOS DA PESQUISA	86
ANEXO B- DETALHES TÉCNICOS DO SENSOR FLEXFORCE (TEKSCAN, EUA)	93
ANEXO C – MODELO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO	96

1 INTRODUÇÃO

Desde os primórdios da Odontologia, o cirurgião-dentista utiliza na clínica diária trabalhos indiretos para a reconstrução de dentes com um maior comprometimento da sua estrutura. Esses trabalhos eram confeccionados utilizando-se ligas de ouro, prata e cobre, visto que, o metal apresenta uma alta resistência à fratura, o que favorece uma maior longevidade das restaurações em meio bucal (MIRANDA, 2005).

Em 1965, foram introduzidas as coroas metalocerâmicas, por apresentarem uma porcelana de cobertura e uma infraestrutura metálica, capazes de proporcionar alta resistência e uma longa sobrevida no meio bucal (MIRANDA, 2005). As infraestruturas metálicas, porém, acarretavam problemas estéticos em algumas situações, por não permitirem a passagem da luz (DELLA BONA; KELLY, 2008).

Com a crescente preocupação da Odontologia com a estética e com a constante busca por restaurações que reproduzissem a forma e a cor dos tecidos dentais foram introduzidos os sistemas cerâmicos (MIRANDA, 2005).

A cerâmica de cobertura utilizada nas coroas metalocerâmicas foi a primeira porcelana empregada na Odontologia, conhecida como porcelana feldspática, composta basicamente por três minerais: o feldspato a sílica e o quartzo formador da fase vítrea, e ainda, por alguns óxidos metálicos (pigmentos), que compõem a fase cristalina ou mineral. A fase vítrea é formada durante o processo de cocção e possui propriedades típicas de um vidro; é a fase predominante nos pós da porcelana dental, e possui também a função de unir as partículas da fase cristalina (MIRANDA, 2005).

Esses minerais proporcionam estética aliada à estabilidade de cor, baixa temperatura de fusão, alta viscosidade, resistência à abrasão, elevada biocompatibilidade, translucidez, alta resistência à compressão, condutibilidade e expansão térmica semelhante à estrutura dental (PAGANI; MIRANDA; BOTTINO, 2003). Entretanto, ela também apresenta algumas desvantagens, tais como: maior dureza em relação ao esmalte dental, baixa resistência à tração,

presença de trincas e outras irregularidades formadas durante o processo de cocção (ANUSAVICE, 1992).

O aprimoramento das cerâmicas odontológicas permitiu eliminar a infraestrutura metálica, o que proporcionou às restaurações uma melhor estética, porém, acarretou uma diminuição na resistência à fratura do material, devido à natureza frável das cerâmicas odontológicas, visto que elas são constituídas basicamente por vidros não cristalinos compostos de unidades estruturais de SiO_2 (HENRIQUES et al., 2008). Essa limitação estimulou o surgimento de novos sistemas cerâmicos e novas técnicas de fabricação de coroas totais ou parciais, com o objetivo de desenvolver materiais com melhores propriedades mecânicas, indicados para regiões com maior magnitude de força (DENRY, 2013). Nos estudos clínicos, as restaurações metalocerâmicas são utilizadas como grupo controle para a avaliação do desempenho dos novos sistemas cerâmicos, pois apresentam uma taxa de sobrevida de 97% ao longo de 7 anos ou mais em função (ANUSAVICE, 2012).

Devido à natureza multifatorial da ocorrência da fratura das coroas cerâmicas e metalocerâmicas, os pesquisadores concluíram ser difícil buscar uma correlação entre os estudos *in vitro* com os estudos *in vivo*. No entanto, a ausência de uma correlação ocorre principalmente devido à falta de uma correta descrição das características da fratura que acomete às coroas cerâmicas em função (ANUSAVICE, 2012).

É importante ressaltar que características relacionadas aos indivíduos, tais como o tipo de alimentação ou forças extremas de apertamento podem ser a causa da ocorrência das fraturas das restaurações cerâmicas (ANUSAVICE, 2012). A partir dessa afirmação se fez necessária a realização de um estudo clínico com o objetivo de avaliar a influência da força máxima de mordida e do padrão facial na incidência de fraturas das coroas parciais ou totais de cerâmica em indivíduos tratados sob o mesmo protocolo clínico.

Para a realização do estudo, foi necessária a leitura dos prontuários odontológicos e a análise dos exames radiográficos dos indivíduos que preencheram os critérios de inclusão e exclusão. Eles foram convidados a participarem da pesquisa e a

assinarem o termo de consentimento livre esclarecido. Após a seleção da amostra, os indivíduos reabilitados com uma ou mais coroas parciais ou totais de cerâmica foram estimulados a morderem o sensor de força Flexiforce B201- H (Tekscan, Boston, EUA) para auferir a força máxima de mordida. Ao final da consulta foi solicitado um exame cefalométrico para a determinação do padrão facial. Para um melhor delineamento do estudo, foi realizada uma ampla revisão de literatura sobre fratura das cerâmicas odontológicas, força de mordida e padrão facial. A presente pesquisa teve como objetivo principal correlacionar a força máxima de mordida e o padrão facial com a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica. Os resultados da pesquisa foram apresentados em tabelas de frequência e discutidos com os estudos presentes na literatura atual.

.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura deste estudo será apresentada em seções. A Seção 2.1, Fratura dos materiais cerâmicos de uso odontológico, apresenta um histórico das cerâmicas de uso odontológico e busca esclarecer as características mecânicas inerentes ao material. A Seção 2.2, Força de mordida, traz uma ampla revisão de literatura a partir de estudos clínicos sobre a força de mordida. A Seção 2.3, Padrões faciais, define os diferentes padrões faciais encontrados na população em geral e apresenta uma revisão de literatura sobre a relação dos padrões faciais com a magnitude da força de mordida.

2.1 FRATURA DAS CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Os materiais cerâmicos, comercialmente empregados na construção civil, na área médica e odontológica, são compostos de elementos metálicos, tais como: o alumínio, o cálcio, o lítio, o magnésio, o potássio, o sódio, o estanho, o titânio e o zircônio, e não metálicos como, o silício, o boro, o flúor e o oxigênio. As cerâmicas são fabricadas a partir de produtos naturais, como o quartzo, o feldspato e o caolim ou de produtos químicos inorgânicos. A qualidade de qualquer cerâmica depende da correta proporção desses elementos e do controle dos procedimentos de cocção (MIRANDA, 2005).

As cerâmicas odontológicas apresentam em sua estrutura duas fases: a fase vítrea e a fase cristalina. A fase vítrea é formada durante o processo de cocção, com propriedades similares à de um vidro, tais como: a friabilidade, o padrão de fratura não direcional, a alta tensão superficial no estado fluido e a translucidez (MIRANDA, 2005). Já a fase cristalina é composta pela sílica ou pelo quartzo e alguns óxidos metálicos, que proporcionam resistência à fratura ao material (GOMES et al., 2008; MONTEIRO et al., 2012).

Atualmente, existem diversas técnicas e sistemas cerâmicos disponíveis no mercado para a fabricação de restaurações cerâmicas que proporcionam uma adequada adaptação à estrutura dental e aos tecidos circunvizinhos (MONTEIRO et al., 2012). Para o estudo do material cerâmico, é fundamental o entendimento

dos diversos sistemas, que são classificados didaticamente de acordo com sua composição em: porcelana feldspática, cerâmica aluminizada (99,5%), cerâmica aluminizada reforçada com vidro e vidros ceramizados. De acordo com os procedimentos laboratoriais, temos: as porcelanas convencionais, as cerâmicas injetadas, prensadas, infiltradas e usinadas (VOLPATO et al., 2012).

A evolução dos sistemas cerâmicos e o emprego desses materiais para a reconstrução de elementos unitários ou múltiplos na região anterior e/ou posterior despertaram o interesse dos pesquisadores para a realização de inúmeros estudos clínicos e laboratoriais, com o intuito de compreender o comportamento do material cerâmico, suas indicações e limitações, visto que eles apresentam elevada resistência à compressão, mas baixa resistência aos testes de tração (PAGANI; MIRANDA; BOTTINO, 2003).

Com o surgimento de novos sistemas cerâmicos no mercado odontológico, é pertinente a apresentação de um breve histórico, de suas propriedades, de possíveis complicações e de indicações clínicas.

Foi Pierre Fauchard, um dentista francês conhecido como o “pai da Odontologia moderna”, quem, em 1728, levou o crédito por ter sido o primeiro a sugerir o uso da porcelana na Odontologia. No entanto, foi Alexis Duchateau quem primeiro teve a idéia, e Nicholas Dubois de Chemant, o primeiro a fabricar um par de dentaduras de porcelana, em 1790. No ano de 1887, o pesquisador Land desenvolveu uma coroa oca de porcelana, comercialmente conhecida como coroa de jaqueta de porcelana, confeccionada a partir de uma porcelana de alta fusão sobre uma lâmina de platina, mas ela por sua vez, apresentou uma limitação clínica, devido à tendência à fratura do material cerâmico (MIRANDA, 2005).

Com isso, as restaurações cerâmicas passaram por uma grande evolução, com o surgimento das restaurações metalocerâmicas em 1956, a partir do emprego da liga áurea utilizada para confecção da infraestrutura e de uma porcelana de cobertura, responsável por mascarar o metal e fornecer estética à coroa protética. Essa porcelana de cobertura é conhecida como porcelana feldspática, com uma estrutura vítrea não cristalina composta por três matérias-primas, com proporções entre: 75% a 85% de feldspato, 12 a 22% de quartzo e 3 a 5% de caolim. Os

pigmentos constituem uma pequena porcentagem da mistura. São utilizadas como porcelanas de cobertura em coroas metalocerâmicas e na confecção de restaurações do tipo *inlays*, *onlays* e facetas (VOLPATO et al., 2012).

McLean e Hughes (1965, apud MIRANDA, 2005) desenvolveram uma coroa oca de cerâmica pura, duas vezes mais resistente que as coroas de jaqueta de porcelana, com a porção interna de porcelana aluminizada envolta por uma camada de porcelana convencional. O aumento da fase cristalina com a incorporação de 40% em peso de alumina à fase vítrea resultou no dobro da resistência à flexão das coroas ocas de cerâmica pura, quando comparadas às coroas de cerâmica feldspática convencional, visto que as coroas ocas de cerâmica foram indicadas apenas para elementos unitários devido à baixa resistência à fratura do material cerâmico.

Na década de 80, surgiu o sistema Dicor (Corning Glass Works, Corning, Nova York, EUA), a primeira cerâmica vítrea fundível, introduzida por Adair e Grossman em 1983. A técnica constituía-se do enceramento da restauração até o contorno definitivo. O padrão de cera era, então, incluído num revestimento, e um molde era criado pela técnica da “cera perdida”. Um vidro era fundido e injetado por centrifugação para dentro do molde. A restauração era removida do revestimento e levada ao forno para um processo de ceramização, para produzir a cristalização capaz de aumentar a resistência à fratura, à abrasão, mantendo uma translucidez adequada e capacidade de polimento. Devido às altas taxas de insucesso, quando empregadas em dentes posteriores, foram substituídas por coroas de cerâmica reforçada (MIRANDA, 2005).

Sadoun (1985, apud MIRANDA, 2005) introduziu as restaurações de cerâmica pura comercialmente conhecida como In-Ceram® Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) ou sistema cerâmico infiltrado desenvolvido pela empresa Vita. Trata-se de uma cerâmica com infraestrutura alumínica de alta resistência devido à infiltração de vidro lantânio (La_2O_3) por capilaridade nos poros da alumina através de uma segunda queima (MIRANDA, 2005). Produzida a partir da adição do óxido de alumínio à porcelana feldspática, melhorando assim as propriedades mecânicas do material (MIRANDA, 2005). Atualmente disponível em três formas: no sistema In-Ceram Alumina (Al_2O_3) (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) apresenta resistência

à flexão de 400 a 600 MPa, destinado para a confecção de coroas totais unitárias anteriores, posteriores e prótese fixa de três elementos na região anterior (HENRIQUES et al., 2008); no sistema In-Ceram Spinell (MgAl_2O_4) (Vita, Bad Säckingen, Alemanha), que apresenta maior translucidez, porém menor resistência flexural, indicado para confecção de coroas anteriores e *inlays*; no sistema In-Ceram Zircônica ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{ZrO}_2$) (Vita, Bad Säckingen, Alemanha), que apresenta características mecânicas superiores, indicado para a confecção de pontes fixas posteriores de até 3 elementos, porém apresenta maior opacidade (HENRIQUES et al., 2008; MIRANDA, 2005) A alta percentagem de alumina (85% em volume) no sistema In-Ceram Alumina (Al_2O_3) (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) torna a sua infraestrutura opaca, sendo necessário o recobrimento da infraestrutura com uma porcelana feldspática com similar expansão térmica (WASSERMANN A.; KAISER; STRUB, 2006).

Constituem os sistemas injetados, cerâmicas vítreas reforçadas pelo dissilicato de lítio, comercialmente conhecidas como o IPS Empress® 2 (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein) e OPC® 3G All Ceramic System (Jeneric/Pentron, Kusterdingen, Alemanha) (HENRIQUES et al., 2008). São constituídas basicamente por 60% em volume de cristais de dissilicato de lítio dispersos em uma matriz de vidro. Eles proporcionam maior resistência flexural (300 a 400 MPa) e recebem em sua superfície uma camada de vidro com expansão térmica compatível. Nos sistemas injetados, os padrões de cera são incluídos em revestimento refratário, a cera é eliminada e pastilhas cerâmicas pré-fabricadas são fundidas e injetadas sob calor 1.150°C e pressão hidrostática a vácuo de 0,3 a 0,4 MPa. Elas possuem, uma alta resistência, porém maior opacidade, curto tempo de processamento e uma adaptação marginal dentro de uma faixa aceitável (CRAIG; POWERS, 2004). Esse tipo de sistema é indicado na confecção de *inlays*, *onlays*, facetas, coroas unitárias e próteses parciais fixas de três elementos até o 2º pré-molar (HENRIQUES et al., 2008).

Foi lançado em 2005 no mercado odontológico, o sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein), composto por um refratário de vidro cerâmico constituído principalmente pelo dissilicato de lítio, que pode ser utilizado na confecção da infraestrutura ou na coroa como um todo. Apresenta melhores

propriedades físicas, maior translucidez e melhor resultado estético comparado ao sistema IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein) (MONTEIRO et al., 2012).

Com a evolução tecnológica dos materiais cerâmicos, uma nova técnica para a fabricação das coroas individuais foi descrita como sistema Procera AllCeram (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), que utiliza um sistema assistido por computador, ou seja, um método para a fabricação de restaurações a partir da leitura dos troquéis de gesso por um *scanner* e reprodução da imagem em computador (HENRIQUES et al., 2008). O sistema apresenta uma infraestrutura com 99,5% de alumina cristalina (CONCEIÇÃO et al., 2005) e está indicado para a confecção de próteses parciais fixas de dois a quatro elementos.

As coroas cerâmicas podem ser confeccionadas a partir da fresagem de blocos utilizando o sistema Cerec (Sirona, Bensheim, Alemanha) ou em duas etapas através da confecção do *copinng* que, subsequentemente, será recoberto com uma porcelana de cobertura. Para a confecção das coroas cerâmicas, estão disponíveis blocos de porcelana feldspática, de cerâmicas reforçadas por leucita e de zircônia. Os blocos de zircônia são sinterizados e fresados, e a porcelana de cobertura é aplicada manualmente pelo técnico do laboratório (KASSEM et al., 2010).

A zircônia, que significa “ouro em cores”, é uma cerâmica branca opaca, densamente sinterizada de alta resistência, com características mecânicas superiores às cerâmicas convencionais. A zircônia pura é monoclinica (cerâmica cristalina) na temperatura ambiente e estável até 1.170°C e, acima desta temperatura ela se transforma na fase tetragonal (TZP- policristais de zircônia tetragonal), a qual pode ser estabilizada na temperatura ambiente, dependendo da concentração de alguns óxidos estabilizadores (óxidos de cálcio, magnésio, lantânio, ítrio, cério) e do tamanho da partícula de zircônia. Em uma temperatura acima de 2.370°C, a zircônia é transformada na fase cúbica, a qual é estável em altíssima temperatura. Apresenta uma resistência à flexão de 900MPa e uma espessura de 1,5 a 2,0 mm (SOUZA; OZEAN; MIYASHITA, 2011). As infraestruturas de zircônia podem ser utilizadas como uma alternativa segura para os indivíduos alérgicos às ligas metálicas presentes nas coroas e pontes

metalocerâmicas (GÖKÇEN-RÖHLIG et al., 2010). Infelizmente as técnicas de processamento não são capazes de confeccionar infraestruturas de zircônia tão translúcidas como os dentes naturais, e não são capazes de realizar a caracterização das peças, fazendo-se necessária a aplicação de uma camada de porcelana feldspática de cobertura para alcançar resultados esteticamente aceitáveis (WHITE et al., 2005).

É fundamental a apresentação de renomados estudos clínicos e laboratoriais, que demonstrem o desempenho das coroas metalocerâmicas e dos sistemas livres de metal com suas eventuais falhas devido à fratura do material cerâmico.

É pertinente lembrar que existem vários fatores que podem influenciar na resistência do material cerâmico, tais como: a composição do material, a espessura e o desenho da coroa, bem como as técnicas adesivas (GOMES et al., 2008; MONTEIRO et al., 2012).

Embora as cerâmicas possuam alta resistência à compressão, apresentam friabilidade devido à sua baixa resistência à tração e, desta forma, possuem menor capacidade de absorver impactos (PAGANI, MIRANDA, BOTTINO, 2003). O estudo e o conhecimento da tenacidade das cerâmicas dentais que se referem à medida da habilidade de absorção da energia de deformação de um material, determinam o comportamento mecânico dos materiais e apresentam-se fundamentais para o aprimoramento dos sistemas cerâmicos (PAGANI, MIRANDA, BOTTINO, 2003). Pagani, Miranda e Bottino (2003) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar os valores de tenacidade à fratura de três cerâmicas. Para a realização dos ensaios mecânicos, foram confeccionados 30 corpos de prova em forma de disco (5mm diâmetro e 3mm de altura produzido de acordo com cada fabricante), e divididos em três grupos com dez amostras cada: grupo 1: utilizou-se uma cerâmica aluminizada da marca Vitadur Alpha® (Vita, Bad Säckingen, Alemanha); grupo 2: foi composto por uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio o sistema IPS Empress®2 (Ivoclar Vivadent Corp., Sahaan, Liechtenstein); grupo 3: foi representado por uma cerâmica aluminizada infiltrada por vidro o sistema In-Ceram® Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha). Um dos métodos recomendados para a obtenção da tenacidade à fratura é a técnica da indentação, que se baseia na série de fissuras que se formam sob uma carga pesada. Nesse

estudo, foram realizadas quatro impressões por amostra, utilizando-se um microdurômetro (Digital Microhardness Tester FM, Future-Tech) com uma carga de 500gf, durante 10 segundos, para a obtenção do valor da dureza e da formação de fissuras. Após os ensaios mecânicos, um programa de computador (Image Tool for Windows – versão 2.0) foi utilizado para medir a extensão das fissuras formadas durante os testes e calculados os valores de tenacidade à fratura dos três grupos: grupo 1: 2,08N/m; grupo 2: 1,05N/m e o grupo 3: 2,96N/m. Os autores concluíram que a In-Ceram® Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) é capaz de absorver maior energia quando comparada aos outros sistemas cerâmicos do estudo e foi visto que as cerâmicas possuem alta resistência à compressão, porém baixa resistência à tração.

Wassermann, Kaiser, Strub (2006) realizaram um estudo de revisão sistemática com artigos publicados na base de dados PubMed entre janeiro de 1988 e janeiro de 2006, com o objetivo de proporcionar uma visão do desempenho clínico das restaurações VITA In-Ceram Alumina, Spinell e Zircônia (Vita, Bad Säckingen, Alemanha). Foram encontradas 299 publicações, mas apenas 21 preencheram os critérios de inclusão. Os autores observaram uma taxa de sobrevivência de 91,7% a 100% para as coroas de In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) e In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) em 5 anos, semelhante à taxa de sobrevivência das coroas metalocerâmicas. Um total de 1724 coroas de In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) foi observado entre 20.8 a 40.6 meses. No estudo que apresentou taxa de sobrevivência de 86,5% (31,8 meses) não foram observadas fraturas ou falhas específicas do material. Apenas um estudo apresentou uma diferença estatisticamente significativa na taxa de sobrevivência entre as coroas cimentadas nos dentes anteriores (2% de fraturas) e posteriores (13% de fraturas) em um período de 5 anos. Os autores concluíram que o sistema In-ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) pode ser recomendado para a confecção de coroas anteriores e posteriores. O sistema In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) é indicado para a confecção de coroas anteriores, especialmente quando resultados altamente estéticos são requeridos. As eventuais falhas foram causadas devido a fraturas do núcleo, fraturas da porcelana de cobertura, cárie, fraturas radiculares e coronárias e perda

de retenção das coroas. É importante ressaltar que na maioria das artigos apenas as restaurações que tiveram de ser removidas foram consideradas como insucesso.

Pjetursson et al. (2007) realizaram um estudo de revisão sistemática para avaliar as taxas de sobrevivência de coroas unitárias cerâmicas e comparar com as taxas de sobrevivência de coroas metalocerâmicas, com o objetivo de descrever a incidência de complicações biológicas e técnicas em uma período de cinco anos. Foram selecionados 34 estudos que preenchiam os critérios de inclusão pré-determinados. Os autores concluíram que, com base na meta-análise, a taxa de sobrevivência para as coroas de cerâmica foi de 93,3% em comparação com a taxa de 95,6% para as coroas metalocerâmicas. As coroas de alumina densamente sinterizada (técnica Procera) exibiram a maior taxa de sobrevivência (96,4%) em cinco anos em comparação com as taxas de sobrevivência de 95,4% e 94,5% para as coroas vidro cerâmico (técnica Empress) e para as coroas de alumina infiltrada, respectivamente. Uma taxa de sobrevivência significativamente menor foi encontrada para as coroas vidro-cerâmico (87,5%) após 5 anos. Os pesquisadores observaram que as taxas de sobrevivência das coroas de cerâmica instaladas nos dentes anteriores apresentaram-se comparáveis às taxas de sobrevivência das coroas metalocerâmicas após cinco anos. A taxa de sobrevivência para coroas de alumina densamente sinterizadas instaladas nos dentes posteriores foi de 94,9% e, para as coroas de vidro cerâmicos (técnica Empress), a taxa foi de 93,7%, semelhante às coroas metalocerâmicas. Após cinco anos, os pesquisadores observaram uma redução na taxa de sobrevivência para as coroas de vidro cerâmico (84,4%) e para as coroas de InCeram (90,4%) instaladas na região dos pré-molares e molares, taxas essas significativamente menor quando comparada à taxa de sobrevivência das coroas metalocerâmicas.

Etman e Woolford (2010) realizaram um estudo do tipo ensaio clínico, prospectivo, randomizado, controlado com mais de três anos de acompanhamento clínico, de 90 coroas totais unitárias posteriores, em 48 indivíduos. As coroas foram divididas em três grupos (n=30): grupo 1: 30 coroas confeccionadas no sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein); grupo 2: 30 coroas confeccionadas com o sistemas Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Götemborg, Suécia) com *coping* de alumina e uma porcelana feldspática de cobertura (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha); e grupo 3 (controle): 30 coroas metalocerâmicas

Wieland Dental + Technik GmbH Pforzheim, Alemanha) e uma porcelana de cobertura (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein). Todas as coroas foram cimentadas com o cimento resinoso da marca comercial Panavia F (Kuraray Co Ltd, Osaka, Japão) de acordo com as recomendações do fabricante. As coroas foram avaliadas durante três anos, utilizando os critérios para a avaliação do serviço de saúde pública dos Estados Unidos (USPHS). Essas coroas foram confeccionadas por um mesmo cirurgião-dentista e todas as recomendações do fabricante foram rigorosamente seguidas. Os indivíduos foram chamados após uma semana para uma consulta de reavaliação. Nessa consulta todos preencheram um questionário sobre a estética e o conforto proporcionado pelas restaurações de coroas totais utilizadas neste estudo. Foi realizada uma fotografia das coroas após a utilização de um evidenciador (Erythrosine Disclosing Solution; Sultan Health-Care, Inc, Englewood, NJ) das características de superfície, e um exame clínico minucioso foi realizado com uma inspeção visual, determinação do índice de biofilme e teste pulpar. Os indivíduos novamente foram convidados após 24 meses para uma consulta de reavaliação e, durante esse período, os cirurgiões-dentistas acharam necessário o reparo de uma coroa metalocerâmica devido à fratura da porcelana de cobertura e, após três anos da data da cimentação das coroas, os cirurgiões-dentistas determinaram a substituição de duas coroas totais unitárias do sistema Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e outra do sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein), pois apresentaram-se fraturadas, com uma taxa de sobrevivência de 96,6%, inferior à taxa de 100% das coroas metalocerâmicas. Noventa por cento dos indivíduos se apresentaram satisfeitos e 100% se diziam confortáveis. As coroas fraturadas foram avaliadas no microscópio eletrônico de varredura, e foi observado-se uma perda de material cerâmico na área de contato oclusal entre a restauração e o dente antagonista. Essa alteração foi mais evidente nas coroas de Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia). Os autores concluíram que as coroas de IPS e.max (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan, Liechtenstein), apresentaram um melhor desempenho clínico no que diz respeito à propagação da fratura e à resistência ao desgaste após três anos, comparada às coroas de Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e às coroas metalocerâmicas em dentes posteriores. Utilizando o critério do USPHS, foi visto que o desempenho clínico das coroas de IPS e.max Press Ivoclar (Ivoclar Vivadent Corp., Schaan,

Liechtenstein) é similar ao desempenho das coroas do sistema Procera Allceram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e das coroas metalocerâmicas.

Kassem et al. (2010) realizaram uma pesquisa, com o objetivo de identificar estudos similares do tipo ensaios clínicos com cinco ou mais anos, na tentativa de agrupá-los e apresentar uma conclusão em relação à sobrevida de coroas não metálicas em dentes molares. Foram encontrados 17 estudos na base de dados Medline entre 1997 e 2009, entretanto, apenas 7 estudos preencheram os critérios de inclusão determinados pela pesquisa. Dentre os 7 estudos, 5 sobre o sistema Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia), 1 sobre o sistema In-Ceram Alumina e Spinell (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) e outro estudo sobre as coroas do sistema sistema Cerec (Sirona, Wals bei Salzburg, Áustria) fabricado por computador feita com uma porcelana feldspática (Vitabloc Mark-II (Vident, Califórnia, EUA). Para uma eventual comparação, foi incluído nesta pesquisa um estudo de coroas cerâmicas instaladas em dentes pré-molares. Os estudos selecionados apresentavam uma duração média de 5 a 10,5 anos. O resultado dos cinco estudos selecionados sobre o desempenho de 235 coroas de Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) em molares foram considerados em conjunto, obtendo-se uma taxa de insucesso de 10,2% (24 coroas) em cinco anos ou mais. Nos dentes pré-molares, 229 coroas confeccionadas com o sistema Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) apresentaram uma taxa de insucesso de 0% a 15,9%. Nos dois outros estudos que utilizaram o sistema Cerec (Sirona, Wals bei Salzburg, Áustria) para a confecção de 145 coroas em dentes molares, 5,4% a 12,9% das coroas falharam. Vinte e duas coroas de In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) em molares apresentaram uma taxa de insucesso de 9,1%, apenas uma das 15 coroas de In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Alemanha) falhou. Os estudos mostraram maior taxa de insucesso em coroas instaladas nos molares quando comparada à taxa de insucesso de coroas instaladas nos pré-molares.

Beier, Kapferer e Dumfahrt (2012) avaliaram a taxa de sobrevivência e as causas das falhas das restaurações de cerâmica pura durante um período de 20 anos. Foram avaliadas 470 coroas totais; 318 facetas; 213 *onlays* e 334 *inlays* cimentadas em 302 indivíduos (120 homens e 182 mulheres), entre 1987 e 2009. As restaurações cerâmicas foram reavaliadas durante as consultas de manutenção. A

estética, a superfície da porcelana, a descoloração e a integridade marginal, foram avaliadas segundo os critérios de Ryge da Associação Dental da Califórnia. A amostra foi composta por 106 (35,1%) indivíduos com bruxismo. Foram encontradas 95 ocorrências de falhas nas restaurações de cerâmica pura. A principal razão para a falha foi à fratura da cerâmica (33,68%). O estudo mostrou uma taxa de sobrevivência de 97,3% após um período de 5 anos, 93,5% em 10 anos e 78,5% em 20 anos, e um risco 2,3 vezes maior para a ocorrência de falhas nos indivíduos com parafunção. Não foi encontrada diferença estatística no tipo de restaurações e na sua distribuição na cavidade bucal. Os autores concluíram que todas as restaurações cerâmicas oferecem um sucesso previsível, com uma taxa de sobrevivência de 93,5% em 10 anos. O aumento significativo na taxa de insucesso está associado ao bruxismo, à vitalidade pulpar e ao tipo de agente cimentante.

Anusavice (2012) levantou a questão de quais critérios devem ser utilizados para a determinação do sucesso ou do fracasso das restaurações de cerâmica. Para tanto, o pesquisador publicou um artigo científico com o objetivo de propor uma padronização dos futuros estudos e desenvolveu também diretrizes para auxiliar os pesquisadores nas análises do comportamento e das características da fratura de próteses metalocerâmicas e de cerâmica pura com ênfase nas próteses de zircônia. Buscou apresentar possíveis tratamentos para evitar a substituição das próteses fraturadas. Apresentou estudos clínicos, publicados na língua inglesa entre os anos de 2004 e 2010, com o objetivo de avaliar a susceptibilidade à fratura de próteses constituídas de zircônia cimentadas há pelo menos três anos. O autor concluiu que o desenvolvimento de estudos padronizados com um refinamento de descritores e terminologia deveria melhorar a capacidade de analisar os resultados de maneira crítica, possibilitando futuros estudos de metanálise.

Wang, Fan e Swain (2012) realizaram um estudo de revisão sistemática para avaliar a incidência das fraturas de coroas cerâmicas cimentadas nos grupos de dentes (molares, pré-molares, caninos e incisivos). Foi realizada uma busca eletrônica de estudos de ensaios clínicos publicados nas línguas inglesa e chinesa nos bancos de dados (Medline /PubMed, EMBASE, Cochrane Library, e na Literatura Chinesa) nos anos de 1990 a 2011. Foram encontrados 5.600 artigos, mas apenas 37 com período de acompanhamento de 36 a 97 meses preencheram os critérios de

inclusão. Os autores observaram uma taxa de fratura de 4,4% em 5 anos, independentemente do material cerâmico utilizado. As coroas cimentadas nos dentes molares apresentaram uma taxa de fratura (8,1%) significativamente maior, quando comparada à taxa de fratura das coroas cimentadas nos dentes pré-molares (3,0%) em 5 anos. Essa diferença estatística também foi observada entre as coroas cimentadas nos dentes anteriores (3,0%) e posteriores (5,4%). As fraturas foram classificadas como fratura da infraestrutura ou fratura da porcelana de cobertura. A incidência de fratura da infraestrutura foi significativamente maior nos dentes posteriores (3,9%). Entretanto a incidência da fratura da porcelana de cobertura foi de 3,0% em 5 anos, e nenhuma diferença estatisticamente significante foi observada entre os grupos de dentes, com incidências de 2,0%, 2,5%, 1,0% e 3,0% para os incisivos, caninos, pré-molares e molares, respectivamente. Os autores concluíram que os materiais cerâmicos de cobertura e de infraestrutura demonstraram em 5 anos, taxas de incidência de fratura aceitáveis, em ambos os segmentos anterior e posterior. A maior tendência à fratura para coroas posteriores foi unânime para todos os sistemas cerâmicos, enquanto coroas cimentadas nos dentes molares apresentou uma taxa de fratura significativamente maior comparada às coroas cimentadas nos pré-molares.

Uma grande variedade de técnicas de processamento está disponível para a customização das restaurações de cerâmica pura unitárias ou múltiplas, entretanto todas estão associadas à produção de defeitos com formas e tamanhos variados, e à presença de tensões térmicas residuais capazes de induzir o aparecimento de falhas. Denry (2013) publicou um estudo de revisão de literatura com o objetivo de descrever como e quando os danos na fabricação podem afetar negativamente o desempenho clínico das restaurações de cerâmica. Essa avaliação buscou examinar em todos os materiais cerâmicos os vários tipos de danos inerentes à técnica de fabricação e estabelecer uma correlação entre defeitos de fabricação, desempenho clínico e longevidade das restaurações de cerâmica pura. O autor citou como fatores que podem afetar a longevidade das próteses cerâmicas: (1) a presença de poros de vários tamanhos e formas, (2) a presença de fissuras e trincas, (3) a técnica de usinagem, (4) a presença de defeitos de superfície de abrasão de ar, (5) a heterogeneidade microestrutural, (6) a segunda fase das inclusões, (7) o impacto de partículas externas, (8) a

transformação de grãos, (9) o aumento dos grãos, (10) a presença de grãos termicamente estressados e (11) a localização dos defeitos em relação à área da restauração sob tensões de tração. A presença de defeitos nas restaurações de cerâmica e a localização deles em áreas sob tensões de tração podem afetar a sobrevivência do material cerâmico. Outro fator que desempenha um importante papel na falha de materiais cerâmicos frágeis *in vivo* é o crescimento de trinca subcrítico, que se apresenta exacerbado em um ambiente úmido levando à falha do material. O autor concluiu que as falhas dos materiais cerâmicos são muito complexas e muitas vezes envolvem a combinação de fatores físicos, aos quais se juntam as variáveis relacionadas aos indivíduos e variáveis clínicas relacionadas, como o desenho das restaurações e condições *in vivo*. Denry (2013) descreveu ainda a importância da análise fractográfica de restaurações que falharam clinicamente com o objetivo de determinar a origem da fratura.

2.2 FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA

A força máxima de mordida em humanos tem sido amplamente estudada na Odontologia atual. Bakke et al. (1989) analisaram a importância da força de mordida voluntária como um indicador do estado funcional do sistema mastigatório, o qual ocorre durante o máximo apertamento e resulta da ação dos músculos elevadores da mandíbula, principalmente os músculos masseter e temporal, e representa o montante de força oclusal produzida pela musculatura mastigatória (BAKKE, 2006). Nesse processo, os dentes estão constantemente sujeitos às cargas oclusais, determinadas pelo sistema nervoso central, mecanorreceptores e nociceptores, e que podem ser modificadas pela biomecânica craniomandibular (OKIYAMA; IKEBE; NOKUBI, 2003). Os pesquisadores sugerem que a avaliação dos valores da força máxima de mordida é fundamental no diagnóstico de possíveis distúrbios do sistema estomatognático (dentes, músculos e articulação temporomandibular), mas chamam a atenção para a dependência dos valores de força máxima de mordida com relação à motivação dos participantes do estudo ao morder o dispositivo (BAKKE, 2006).

De acordo com os estudos descritos na literatura, a força máxima de mordida pode ser medida através de métodos diretos, com a interposição de um dispositivo

elétrico ou hidráulico entre pares de dentes durante o fechamento, e esse é um método simples para uso clínico, mas que acarreta um aumento na dimensão vertical de oclusão, deixando os outros dentes em desocclusão; ou através de métodos indiretos, a partir da interpretação das variáveis anatômicas e fisiológicas, conhecidas por estarem funcionalmente relacionadas à ação eletromiográfica da musculatura e produção de força (ANDO et al., 2009; BABIC et al., 2002; BAKKE, 2006; HELKIMO; CARLSSON; HELKIMO, 1976; IKEBE et al., 2005; KILIARIDIS et al., 1995; KITAFUSA, 2004).

De acordo com Koc, Dogan e Bek (2010), um dos primeiros estudos clínicos experimentais realizados para medição da força máxima de mordida foi realizado por Borelli em 1681, que desenhou um gnatodinamômetro, em 1893 modificado por Black, que produziu uma nova versão. Foram desenvolvidos, ao longo dos anos, diversos dispositivos para melhor medição da força máxima de mordida: dinamômetro digital, desenvolvido a partir de uma tecnologia eletrônica, que consiste em um garfo de mordida e um corpo digital (BABIC et al., 2002; HELKIMO; CARLSSON; HELKIMO, 1976; KILIARIDIS et al., 1995); filmes piezoelétricos sensíveis à deformação, que geram um sinal elétrico com a variação da força aplicada ao filme, como exemplo o Dental Prescale (Dental Prescale 50HR type, Fuji Film Co., Tóquio, Japão), um sistema que consiste em um filme sensível à compressão em forma de ferradura e um sistema informatizado para análise da carga aplicada (ANDO et al., 2009; IKEBE et al., 2005; KITAFUSA et al., 2004); um sensor hidráulico de força (ALHAJJA et al., 2009; KAMEGAI et al., 2005; VARGAS et al., 2010) e um transdutor extensométrico (dispositivo eletromecânico utilizado para medir a deformação dos corpos a partir da ação da resistência elétrica do *strain gauge*), que é uma célula de carga (peça metálica onde estão fixados os extensômetros) calibrada com o objetivo de estabelecer e testar um sistema de medida para o monitoramento da força máxima de mordida (BONAKDARCHIAN; ASKARI; ASKARI., 2009; FERNANDES et al., 2003; FERRARIO, et al., 2004a; KIKUCHI; KORIOTH; HANNAM, 1997; SKINKAI et al., 2007).

O registro da força de mordida pode ser realizado unilateralmente ou bilateralmente, a partir da interposição de um ou dois transdutores de força, entre os arcos dentais durante o fechamento (KOC; DOGAN; BEK, 2010).

A literatura apresenta importantes detalhes relacionados à execução da técnica de aferição da força máxima de mordida, que podem interferir no valor final da força máxima. São eles: a) o tipo de sensor utilizado para a aferição da força de mordida; b) a distância interoclusal ocasionada pela espessura do sensor, que quando excessiva acarreta a rotação condilar; c) a localização do sensor, unilateral, bilateral, posterior ou anterior; d) o posicionamento da cabeça do indivíduo; e) o material utilizado na confecção do sensor, por exemplo, alguns indivíduos relutam em morder os sensores constituídos de metal, pois ficam apreensivos na possível ocorrência de danos ou dor nos dentes; f) a sensibilidade dos dentes, dos músculos e da articulação temporomandibular; g) a responsividade dinâmica e a precisão do transdutor (BRAUN et al., 1995a); h) o número de hemiarcos (BAKKE et al., 1990; VAN DER BILT et al., 2008). É importante lembrar da existência de fatores biológicos que podem interferir no aumento ou na diminuição da força máxima de mordida. São eles: morfologia craniofacial, idade, gênero, suporte periodontal, sinais e sintomas de desordens temporomandibulares, dor, estado e número de elementos dentais (KOC; DOGAN; BEK, 2011) e número de contatos oclusais (BAKKE et al., 1990).

Fields et al. (1986), com o objetivo de investigar se o grau de abertura de boca vertical, se o suporte oclusal contralateral ou a postura da cabeça influenciam os valores da força máxima de mordida ao mastigar e durante a deglutição, selecionaram três amostras compostas por 17 crianças (idade média de 9,3 anos), 10 adolescentes (idade média de 13,1 anos) e 21 adultos jovens (idade média de 26,9 anos) com proporções faciais verticais normais. A força máxima de mordida foi registrada nos três grupos de indivíduos utilizando o transdutor da marca Kreha Corp. (Tóquio, Japão) com uma abertura de boca de 2,5mm e 6mm (distância entre molares). Em uma amostra composta por oito adultos jovens com idade entre 25 a 29 anos, foi utilizado o transdutor de força da marca Kistler Corp. (Nova York, EUA) para avaliar a força máxima de mordida com uma abertura de boca de 10 a 40mm (distância entre molares). No grupo dos adolescentes, foi observado o efeito do suporte oclusal contralateral e da postura da cabeça com a aplicação de dois transdutores com uma distância de 2,5mm e 6,0mm entre os dentes molares. Uma amostra de 10 adolescentes realizou medidas com a cabeça em três posições distintas: posição normal, 20 graus de flexão em direção ao queixo

e 20 graus de extensão. Os autores observaram que a força máxima de mordida em adultos jovens aumentou quando a distância entre molares foi de 20mm, mas decresceu ao atingir a distância de 30mm e aumentou novamente quando a distância entre molares se aproximou de 40mm, e, com isso, observou se também que havia uma diferença nos valores da força máxima de mordida com diferentes graus de abertura de boca. Na amostra das crianças, quando a distância entre molares foi de 2,5mm e 6,0mm, não houve diferença estatisticamente significativa na força máxima de mordida. Os pesquisadores concluíram que o grau de abertura de boca e o comprimento das fibras musculares influenciam na força máxima de mordida. Não foram observadas diferenças significativas na força vertical, com ou sem suporte contralateral, ou entre posturas de cabeça flexionada normais e estendidas em cada uma das pequenas aberturas.

Hagberg (1987) realizou uma revisão de literatura composta por 50 artigos com o objetivo de discutir os diferentes métodos de medição da força máxima de mordida, os valores da força máxima em diferentes populações, a relação da força máxima com os distúrbios do sistema craniomandibular e o efeito do tratamento odontológico e das forças mastigatórias. A revisão apresenta o dinamômetro digital *strain gauge*, a partir da construção de um garfo de mordida em miniatura com espessura de 3,4mm. Relata ainda estudos realizados com os esquimós, com crianças, jovens e idosos. Apresenta fatores intraorais, tais como: o posicionamento da mandíbula (protrusão, lateralidade, retrusão) e sua influência negativa nos valores da força máxima de mordida. Mostra a posição mais próxima da intercuspidação como mais favorável aos valores da força de mordida, define a região dos primeiros molares como a de maior incidência de força, demonstra não haver diferença nos valores da força máxima de mordida entre os lados direito e esquerdo e o posicionamento do sensor de força. Discute também a interferência dos problemas articulares e a presença da dor na redução dos valores da força máxima de mordida.

Van Eijden (1990), responsável pelo departamento de Embriologia e Anatomia da Universidade de Amsterdan, realizou esse estudo com o objetivo de examinar a atividade do músculo masseter e a atividade da porção anterior e posterior do músculo temporal quando aplicada uma força de mordida de magnitude constante sobre diferentes dentes em diferentes direções. Participaram do estudo sete

indivíduos de origem Caucasiana do gênero masculino com idade média de 31,1 \pm 4,9 anos, com uma relação oclusal do tipo classe I de Angle e nenhum sinal de disfunção temporomandibular. Os indivíduos foram instruídos a morder com uma magnitude de força de 250N nas direções vertical, anterior, lateral, posterior e medial sobre três componentes de transdução de força, capazes de registrar a direção e a magnitude da força. Os pesquisadores analisaram a força de mordida do lado direito sobre três dentes, o canino, o segundo pré-molar e o segundo molar, e a força de mordida bilateral foi medida sobre o segundo pré-molar. Os indivíduos morderam o dispositivo por 10 segundos 16 vezes, com uma distância interincisal média de 16,0 \pm 2,3mm. O pesquisador concluiu que: a) em média, as atividades dos músculos responsáveis pelo fechamento, do lado direito e esquerdo não diferiram em uma mordida vertical bilateral; b) não houve nenhuma diferença significativa entre os lados direito e esquerdo em uma mordida vertical unilateral; e c) com a mudança na direção da força de mordida, a variação na atividade muscular foi pequena para a porção anterior do músculo temporal e grande para a porção posterior do músculo temporal e para o músculo masseter.

Tortopidis et al. (1998) realizaram um estudo com o objetivo de mensurar a força máxima de mordida com a utilização de três dispositivos do tipo *strain gauge* (8 a 10mm de espessura) em momentos e posições intrabuciais diferentes, para determinar a confiabilidade e a reprodutibilidade dessas medições. As medidas da força máxima de mordida foram realizadas em oito indivíduos do gênero masculino (idade média de 29 anos). A medição unilateral foi realizada entre os prémolares e entre os primeiros molares. A medição bilateral foi realizada entre o segundo pré-molar e o primeiro molar e a medição anterior ocorreu entre os incisivos e caninos em posição de protrusão. Foram feitas cinco medições da força máxima de mordida sobre cada um dos três dispositivos, com um período de descanso entre elas. Após o emprego dos testes estatísticos, foi possível afirmar que as medições bilaterais realizadas sobre os dentes posteriores (580 \pm 235 N) foram maiores do que a medição unilateral (428 \pm 132 N) e maior do que as medições na região anterior (286 \pm 164 N). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os três tempos de medições da força máxima de mordida com o mesmo transdutor na mesma posição, visto que a força máxima de mordida pode ser reproduzida. Para os autores, a posição do transdutor é fundamental, pois quanto mais posterior o

transdutor for colocado, maiores os valores de força máxima de mordida. Dessa forma, a força máxima de mordida varia dentro das regiões da cavidade oral, mas é maior na região de primeiro molar. O diferente posicionamento do transdutor irá influenciar no grau de envolvimento dos diferentes músculos na produção da força.

Com o objetivo de analisar a influência da etnia, do gênero e da idade na força máxima de mordida e na distribuição da força sobre os dentes, Shinogaya et al. (2001), realizaram um estudo clínico com pacientes de diferentes nacionalidades. A amostra foi composta por 12 jovens dinamarquesas, 12 jovens japonesas, 12 jovens japoneses e 10 japoneses idosos, com dentição completa. A força máxima de mordida e a área de contato oclusal foram medidas com um filme sensível à compressão (Dental Prescale 50HR; Fuji Film Co, Tóquio, Japão) por 2 segundos, e os dados foram analisados por computador (Occluzer FDP-705; Fuji Film Co. Tóquio, Japão). Assim, os autores concluíram que: o grupo dos homens japoneses apresentou a maior largura e comprimento do arco dental, a maior área de contato oclusal e a maior força máxima de mordida quando comparado ao grupo das jovens japonesas; as jovens dinamarquesas demonstraram ter a largura do arco dental significativamente menor quando comparadas às jovens japonesas; não houve diferença entre a força máxima de mordida e a distribuição da força de oclusão entre os japoneses jovens e idosos, devido à grande área de contato ocasionada pela atrição dental. A localização da área de contato oclusal foi similar em todos os grupos estudados, e os resultados sugerem que a análise da área de contato oclusal pode ser um método útil para avaliar a função oclusal e futuros tratamentos protéticos, porque a localização da área de contato oclusal não é afetada pela etnia, pelo gênero e pela idade.

A força de mordida é condição, expressão e forma de medição da função mastigatória. Dessa forma, Babic et al. (2002) elaboraram um trabalho com o objetivo de avaliar a força máxima de mordida unilateral em indivíduos com dentição completa, a resistência dos músculos da mastigação durante o teste. Participaram dessa pesquisa 47 indivíduos, 23 homens e 24 mulheres com idade entre 20 e 50 anos. A força máxima de mordida foi registrada com um gnatodinamômetro (*strain gauge*) construído com a colaboração da faculdade de engenharia elétrica da Croácia. As medidas foram realizadas sobre os molares e incisivos de ambos os lados gerando uma abertura de 15mm. Os valores de força máxima realizada

durante o ato de morder foram processados em computador. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente com relação ao gênero e à idade dos indivíduos. Os testes estatísticos aplicados confirmam que a maior força máxima de mordida encontrada foi de $392 \pm 150,1$ N. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores da força máxima de mordida com a idade e entre os hemiarcos direito e esquerdo, mas houve uma diferença estatisticamente significativa entre os dentes anteriores e posteriores e entre o gênero masculino e feminino. Os autores afirmam que fatores metodológicos, funcionais, físicos e psicológicos influenciam nos valores da força máxima de mordida.

Ferrario et al. (2004a) realizaram um estudo clínico com o objetivo de analisar a influência da posição do dente na arcada e o gênero na força de mordida. Foi selecionada para o estudo uma amostra de 52 estudantes de Odontologia (36 homens e 16 mulheres) com idade entre 19 e 29 anos de origem italiana, apresentando uma dentição completa (mínimo de 28 dentes). Foi utilizado um novo transdutor de força com 4mm de espessura recoberto por um material de Teflon para proteger o elemento dental proporcionando uma abertura interincisal de 10mm quando posicionado sobre o primeiro molar. Os indivíduos foram instruídos a morder sobre o dispositivo posicionado, inicialmente sobre o segundo molar direito e sobre todos os dentes presentes na arcada dental por três vezes. Os autores verificaram que a região dos incisivos apresentou o menor valor da força de mordida em ambos os gêneros enquanto a região dos molares apresentou o maior valor da força de mordida com distribuição simétrica entre os arcos. A força de mordida foi de $234,46 \pm 70,53$ N para as mulheres e $306,07 \pm 41,99$ N para os homens, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Os autores observam que os valores da força máxima de mordidas obtidas nesse estudo não são comparáveis aos apresentados pela literatura, pois na maioria dos casos se apresentam menores, com uma diferença em torno de 40 a 80%.

Ferrario et al. (2004b) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a repetibilidade da força máxima de mordida estimada obtida por uma relação da força eletromiográfica de forma simultânea e simétrica em ambos os lados da boca. Esse protocolo pode ser utilizado em um contexto clínico para obter valores indicativos de cargas oclusais. Foram selecionados para o estudo 10 estudantes (2 mulheres e 8 homens) de Odontologia da Universidade de Milão, com uma

boa condição de saúde geral e bucal (mínimo de 28 dentes e relação de molar classe I de Angle) e foi registrado o peso e altura de cada indivíduo. A força máxima de mordida foi medida com um transdutor unilateral do tipo *strain gauge* (Occlusator B.A.R. Srl, Milão, Itália) com uma espessura de 4mm, feito de aço inoxidável e, quando recoberto com Teflon apresenta uma espessura de 8mm, promovendo uma abertura interincisal de 10mm. A força máxima de mordida foi medida com o transdutor posicionado sobre o segundo pré-molar e primeiro molar de ambos os lados, e o exame de eletromiografia foi realizado sobre o masseter e a porção anterior do temporal. Dois registros foram feitos em cada indivíduo com um intervalo de duas semanas. Os autores concluíram haver uma relação significativa entre a força máxima de mordida e o exame de eletromiografia dos músculos elevadores da mandíbula. Os valores da força máxima de mordida foram repetitivos em intervalo de duas semanas.

Suspeitando de que alguns fatores influenciam a força máxima de mordida, é fundamental a apresentação de estudos precursores, pois nesses estão evidenciadas possíveis variáveis, capazes de alterar o resultado final de uma pesquisa científica, o que torna importante a determinação de um protocolo para o delineamento dos estudos clínicos mais atuais (KOC, DOGAN, BEK, 2010).

Ikebe et al. (2005) elaboraram um trabalho que objetivou apontar o efeito da idade, do suporte oclusal, da disfunção na articulação temporomandibular e do estado de saúde geral sobre a força máxima de mordida em idosos, tendo em vista que os indivíduos mais idosos apresentam maior comprometimento com a saúde geral e com os dentes, quando comparados às outras gerações. Os autores sugeriram que indivíduos saudáveis podem manter a intensidade da força máxima de mordida, caso a função oclusal seja mantida. Para o delineamento da amostra, foram incluídos no estudo 850 indivíduos idosos, dentre eles, 460 homens e 390 mulheres com idade média de 66,6 anos, com ou sem dor, crepitação ou limitação de abertura de boca. Para a medição da força máxima de mordida bilateral, foram utilizadas folhas sensíveis à compressão (Dental Prescale 50HR type, Fuji Film Co., Tóquio, Japão) com 97µm de espessura. A saúde geral foi avaliada a partir do preenchimento de um questionário, e a saúde bucal foi investigada por seis examinadores calibrados. O suporte oclusal foi definido de acordo com o índice de Eichner. Os indivíduos edêntulos parciais morderam o

dispositivo para o registro da força máxima de mordida com suas próteses removíveis. Os pesquisadores encontraram apenas 10 indivíduos com problemas na articulação temporomandibular, com isso essa variável foi excluída do estudo. Os autores observaram valores médios de força máxima de mordida de 426N e concluíram que o declínio do suporte oclusal e da saúde geral com o envelhecimento acarreta uma consequente diminuição na força máxima de mordida. Portanto, a perda dos elementos dentais não pode ser considerada um processo fisiológico do organismo e sim, patológico. Com isso, a redução na força máxima de mordida não é um efeito da idade. Dessa forma, fica clara a importância da manutenção de um número razoável de dentes saudáveis e de um bom suporte oclusal, sendo esses fatores a melhor garantia para uma boa capacidade mastigatória com o envelhecimento.

Bakke (2006) realizou uma revisão de literatura intitulada “Força de mordida e oclusão” com o objetivo de discutir os resultados de 64 artigos científicos publicados entre os anos de 1966 e 2005. O autor descreveu os cuidados durante o registro da força máxima de mordida, os dispositivos utilizados para mensurar os valores da força máxima de mordida, a ação da musculatura elevadora da mandíbula, fatores antropométricos, condição dental e maloclusão. Os estudos definiram que os valores da força máxima de mordida variam de acordo com o local da medição no arco dental e com o número de dentes presentes. É sabido que a região dos dentes molares apresenta os maiores valores de força máxima de mordida unilateral entre 300 e 600 N, e que as medidas sobre os dentes anteriores são em torno de 40% da força máxima de mordida registrada sobre os dentes molares e 70% sobre os dentes pré-molares; nas medidas bilaterais, os registros podem ser 40% maiores do que nas medidas unilaterais. Os autores concluíram que dores ou danos nos dentes, danos nas estruturas de suporte e na articulação temporomandibular ou nos músculos mastigatórios têm uma influência negativa nas medidas de força máxima de mordida. Identificou-se que uma abertura de boca em torno de 15 a 20mm da distância interincisal corresponde ao ótimo comprimento dos sarcômeros dos músculos elevadores da mandíbula, o que acarreta maiores valores da força máxima de mordida, que depois diminuem com o aumento progressivo na abertura de boca. Os estudos mostraram uma relação positiva entre a força máxima de mordida e a atividade eletromiográfica dos músculos elevadores da mandíbula

durante a contração isométrica. A força máxima de mordida aumenta com a idade e o crescimento, torna-se constante por volta dos 20 anos até mais ou menos entre 40 a 50 anos, e depois diminui, geralmente é maior nos homens do que nas mulheres, pois parece corresponder à presença de fibras transversais do tipo II e ao grande diâmetro do músculo masseter. A força máxima de mordida pode variar com a morfologia do esqueleto craniofacial, decrescendo com relação aos aumentos das dimensões verticais, aos valores entre a altura facial anterior e posterior, à inclinação mandibular e ao ângulo goníaco. Há uma significativa correlação entre a força máxima de mordida e o número de dentes presentes e maloclusões, mas a força máxima de mordida parece não variar entre os tipos de maloclusões de Angle.

Com o intuito de investigar a força de mordida e a atividade dos músculos da mandíbula durante o fechamento bilateral e unilateral, Van der Bilt et al. (2008) utilizaram os exames de eletromiografia e um transdutor de força do tipo *strain gauge* em um grupo de 81 indivíduos saudáveis (13 homens e 68 mulheres). A força máxima de mordida unilateral e bilateral foi medida sobre a superfície oclusal dos dentes molares com 10mm de abertura de boca, durante alguns segundos por duas vezes. No mesmo momento, foi registrada a atividade dos músculos masseter e temporal anterior de ambos os lados. Após a análise do exame de eletromiografia, não foi observada diferença significativa na força máxima de mordida e na atividade muscular entre a primeira e a segunda aferição e entre os lados direito e esquerdo na medição unilateral. Entretanto, a força máxima de mordida média bilateral encontrada foi de 569N, e a força máxima de mordida unilateral foi de 430N no lado direito e 429 N no lado esquerdo. O fechamento bilateral no primeiro molar produz uma força máxima de mordida e uma atividade muscular 30% maior quando comparada ao fechamento unilateral, pois sabe-se que durante o apertamento unilateral a metade da mandíbula é movida lateralmente para o lado do apertamento de acordo com a largura do molar, de modo a posicionar os dentes no transdutor para aquisição da força máxima de mordida; já no apertamento bilateral, não ocorre esse movimento lateral. A direção da força máxima de mordida durante o apertamento unilateral pode, portanto ter um componente medial que não está presente durante o apertamento bilateral. O

estudo identificou que tanto a força máxima de mordida quanto atividades musculares correspondentes apresentam uma associação negativa com a idade.

Devido à necessidade de maiores cuidados com a saúde bucal são realizadas campanhas de promoção de saúde bucal direcionadas aos idosos, com o objetivo de estimular os indivíduos com oitenta anos ou mais a permanecerem com pelo menos vinte dentes em função na cavidade oral. A partir dessa afirmação, Motegi et al. (2009) compararam a presença de um número de dentes e os valores de força máxima de mordida em indivíduos com sessenta anos atendidos no colégio de idosos na cidade de Chiba, para esclarecer a importante relação entre a presença de dentes e a função oral como consequência da manutenção dos elementos dentais. Participaram do estudo 46 indivíduos com idade média de 66,9 anos (22 homens, 24 mulheres). Todos morderam um filme sensível à compressão (Dental Prescale 50H tipo R e Occluzer FDP-703 Fuji Photo Film Co., Tóquio, Japão) durante 3 segundos com a força máxima de mordida. O resultado da força máxima de mordida medida em 52 indivíduos (28 homens e 24 mulheres) com 80 anos e pelo menos 20 dentes foi utilizado para comparação. A força máxima de mordida média encontrada foi $942,9 \pm 440,1$ N ($1,029,6 \pm 545,9$ N para os homens e $863,4 \pm 305,1$ N para as mulheres). O resultado do estudo sugeriu que a idade não é um determinante na força oclusal quando há a presença de muitos dentes e em função.

Alguns fatores, tais como: o gênero, a idade, a morfologia craniofacial, o índice de massa corporal, o tipo de oclusão (guia canina e função de grupo) podem interferir nos valores da força máxima de mordida. Para investigar essa hipótese, Koc, Dogan e Bek (2011) realizaram um estudo clínico com o objetivo de determinar a influência dessas variáveis na força máxima de mordida. A amostra foi composta por 34 estudantes de Odontologia (17 homens e 17 mulheres) com idade entre 19 e 20 anos, todos atendendo os critérios necessários para inclusão na pesquisa. O exame clínico confirmou a presença de todos os dentes exceto o terceiro molar e oclusão classe I de Angle. A força máxima de mordida foi medida bilateralmente com dois transdutores de força do tipo *strain gauge* sobre um arco de metal (Model VLPB; Load Central Monroeton, PA, EUA) na região do primeiro molar. Todos os indivíduos foram posicionados com o plano de Frankfurt paralelo ao solo e morderam o dispositivo por três vezes. O transdutor apresentava uma espessura de

6mm e um diâmetro de 12mm. Durante a análise, as variáveis foram determinadas da seguinte forma: a dimensão facial foi definida a partir de traçados sobre fotografias padronizadas; a oclusão funcional e as interferências no lado de balanceio foram identificadas no exame clínico. Após a aplicação dos testes estatísticos, os autores observaram que: os valores de força máxima de mordida foram significativamente maiores nos homens do que nas mulheres; não foi encontrada nenhuma correlação entre a força máxima de mordida e o índice de massa corporal dos indivíduos estudados; o tipo de oclusão e a presença de interferência oclusal no lado de balanceio não influenciaram na intensidade da força máxima de mordida. Os autores verificaram que a força máxima de mordida sofre interferência quanto ao gênero, pois o gênero masculino apresenta maior força máxima de mordida quando comparado ao feminino, entretanto o índice de massa corporal, o tipo de oclusão e a presença de interferências oclusais não influenciam nos valores de força máxima de mordida. A dimensão facial transversal apresentou uma correlação positiva com a força máxima de mordida apenas no gênero masculino. Os autores sugeriram a realização de novos estudos com maior amostra.

Vargas et al. (2010) realizaram um estudo, cujos objetivos foram determinar se a estabilização da força máxima de mordida ocorre entre os 15 e 18 anos e avaliar a influência do gênero, do índice de massa corporal, da oclusão morfológica, da função mandibular medida a partir do número de contatos oclusais, do *overjet*, do *overbite*, da abertura máxima de boca, da deflexão mandibular durante a abertura, do desvio sagital em posição de contato retrusivo, da posição de intercuspidação e do número de restaurações na força máxima de mordida nos indivíduos com um padrão de oclusão normal. A amostra foi composta por 60 indivíduos com oclusão neutra (relação de molar Classe I), com perfis faciais equilibrados, uma aparência simétrica na vista frontal, harmoniosamente moldados e lábios competentes. A amostra foi dividida em 15 homens e 15 mulheres com idade entre 15 e 30 anos e 14 homens e 16 mulheres com 18 anos de idade. A força máxima de mordida foi obtida por um medidor de pressão hidráulica portátil GM10 (Nagano Keiki, Tóquio, Japão), com 17mm de largura e 5,4mm de altura. A força máxima de mordida unilateral foi medida oito vezes de cada lado com 2 a 3 minutos de descanso, sobre a superfície oclusal do primeiro molar, de acordo com o

procedimento padrão. Foi realizado um exame clínico para avaliar a oclusão morfológica, a função mandibular, as medições de máxima abertura de boca, o desvio mandibular e sagital durante a abertura de boca, o *overjet* e o *overbite* medidos por um paquímetro digital. Os contatos oclusais foram avaliados de acordo com o número de dentes em contato. As restaurações foram localizadas e contadas com um espelho bucal e luz artificial. Após 1 semana, a força máxima de mordida foi novamente medida em um grupo de 10 indivíduos, demonstrando-se reproduzível. O estudo não detectou diferença estatisticamente significativa nos valores de força máxima de mordida entre os lados esquerdo e direito, mas identificou uma forte associação com a idade e o gênero em indivíduos com dentição completa, pois os homens mostraram um aumento significativo na força máxima de mordida entre 15 e 18, apresentando uma diferença estatisticamente significativa a partir dos 18 anos de idade ($777,7 \pm 78,7$ N homens e $481,6 \pm 190,4$ N mulheres) em relação às mulheres. O índice de massa corporal, a oclusão morfológica e a função mandibular em indivíduos com oclusão normal tiveram uma baixa contribuição para a predição de valores força máxima de mordida.

Koc, Dogan e Bek (2010) realizaram uma revisão de literatura a partir de informações coletadas em 68 artigos científicos, entre os anos 1970 e 2008 sobre os fatores que podem influenciar nos valores da força máxima de mordida. Os artigos apresentam estudos clínicos utilizando diferentes dispositivos para medir a força máxima de mordida e uma série de fatores relacionados às características anatômicas e fisiológicas do paciente, tais como: morfologia crâniofacial, idade, gênero, suporte periodontal, sinais e sintomas de desordem temporomandibular, dor e condição dental. Entretanto as características mecânicas do sistema de medição, tais como: diferentes dispositivos de aferição, posicionamento do dispositivo na arcada dental, medição unilateral ou bilateral, utilização do aparador de acrílico e o grau de abertura de boca durante a medição podem afetar o valor final da força máxima de mordida. Os autores discutiram sobre a influência dos fatores psicológicos e morfológicos nos valores da força máxima de mordida, pois: a) morfologia facial: indivíduos com padrão facial longo apresentam menores valores de força máxima de mordida e uma musculatura menos espessa quando comparados aos indivíduos com padrão facial curto; b) idade: a força máxima de mordida aumenta com o aumento da idade permanecendo constante dos 20 aos 50

anos e depois diminui, portanto, quando os contatos oclusais foram mantidos, não há diferença estatisticamente significativa nos valores da força máxima de mordida entre o grupo dos jovens e o grupo dos idosos; c) gênero: a força máxima de mordida é maior nos homens do que nas mulheres, e essa diferença é consequência do maior potencial muscular no gênero masculino; um pequeno número de estudos não encontra essa divergência entre os gêneros; d) condição periodontal: alguns estudos apresentam diferenças estatisticamente significantes nos valores da força máxima de mordida entre os indivíduos com periodonto saudável e os indivíduos com periodontite crônica, outros são contrários a esses achados; e) desordem temporomandibular: a presença de desordem temporomandibular e de dor afeta diretamente a força máxima de mordida; e) condição dental: a condição dental, a posição, o número de contatos dentais e o número de dentes presentes influenciam positivamente nos valores da força máxima de mordida; e) dispositivo: a sensibilidade, a espessura, o posicionamento do sensor, o tipo (unilateral ou bilateral) e o uso do aparador de acrílico podem acarretar diferentes valores da força máxima de mordida.

A literatura é conclusiva ao apresentar maiores valores de força máxima de mordida *in vivo* nos dentes posteriores (molares e pré-molares), uma força intermediária na região dos caninos e uma menor força nos incisivos (FERNANDES et al., 2003; FERRARIO et al., 2004a). Dessa forma, quanto mais posterior o dispositivo para a mensuração da força máxima de mordida for posicionado na arcada dentária, maiores são os valores de força máxima de mordida obtidos (TORTOPIDIS et al., 1998). Os estudos utilizam como praxe o posicionamento do transdutor de força sobre os dentes molares. Anusavice (1998), em seu estudo, observou uma força máxima de mordida bilateral média de 756 N, podendo variar entre 400 a 890 N na região dos molares, 222 a 445 N na região dos pré-molares, 133 a 334 N na região dos caninos e entre 89 a 111 na região dos incisivos. Os estudos mostram que a força máxima de mordida unilateral nos dentes anteriores é 40% da força registrada na região dos molares e 70% da força medida na região dos pré-molares. Os registros bilaterais podem ser 40% maiores do que os valores de força unilaterais. Ela está associada à presença dos contatos oclusais posteriores, e encontra-se diminuída com a perda dos dentes e a (IKEBE et al., 2010) maloclusão (BAKKE,

2006). Dores nos dentes, nas estruturas de suporte, na articulação temporomandibular ou nos músculos mastigatórios apresentam uma influência negativa nos valores da força máxima de mordida. Portanto, não foi encontrada uma correlação entre o índice de massa corporal, as guias de desocclusão e a presença de interferências oclusais no lado de balanceio com a força máxima de mordida (KOC; DOGAN; BEK, 2011; VARGAS et al., 2010).

Os níveis de força máxima de mordida podem variar significativamente com o tipo de técnica de medição realizada e com as características fisiológicas e anatômicas do elemento estudado. Os valores registrados com os diferentes métodos são geralmente significativamente correlatos e os erros metodológicos são pequenos com boa reprodutibilidade. Entretanto para avaliações clínicas, é necessário consultar valores de referência obtidos de acordo com a técnica utilizada. O método de medição direto parece ser o caminho conveniente para avaliação da força máxima de mordida.

2.3 PADRÃO FACIAL

A morfologia craniofacial é definida a partir do crescimento craniofacial por meio das características genéticas de cada indivíduo, e os traços faciais são obtidos por hereditariedade, advêm das transformações físicas consequentes do processo morfogênico, podendo ser adquiridas ou atenuadas por uso ou desuso (BIANCHINI, 2002).

A força máxima de mordida varia de acordo com as medidas do esqueleto e da morfologia craniofacial, que incluem a relação entre a altura facial anterior e posterior, a inclinação mandibular e a inclinação do ângulo goníaco. Isso vem explicar a correlação entre a força de mordida e a geometria do sistema de alavanca da mandíbula. Assim, quando o ramo é mais vertical, e o ângulo goníaco é agudo os músculos elevadores apresentam maiores vantagens mecânicas (BAKKE, 2006; BRAUN, 1995b).

O desenvolvimento craniofacial, o tipo de oclusão e o padrão facial podem ser determinados a partir de uma análise cefalométrica, que descreve os contornos das estruturas tegumentares e ósseas, nas quais são demarcadas áreas específicas por

meio de pontos denominados pontos cefalométricos. Esses pontos permitem a realização dos traçados de orientação que determinam ângulos e distâncias que, ao indicar as relações entre as estruturas esqueléticas do crânio, face e região cervical, viabilizam a comparação da configuração esquelética dos indivíduos (ZEMILIN, 2000).

A análise cefalométrica longitudinal tem mostrado uma variação no crescimento mandibular, pois está intimamente relacionada com a quantidade e a direção de crescimento dos côndilos mandibulares, que variam amplamente (BJORK, 1963). Com isso teremos variações na forma do esqueleto craniofacial e, conseqüentemente, tipos faciais longo, médio e curto, cujas características musculares e funcionais são inerentes ao domínio da direção do crescimento, peculiares a cada tipo de face (BIANCHINI, 2002).

Uma telerradiografia em norma lateral é fundamental para a definição do padrão facial dos indivíduos. Nelas são realizados os traçados cefalométricos para o cálculo do índice de Vert de Ricketts baseado nas cinco grandezas cefalométricas (ângulo do eixo facial, profundidade facial, ângulo do plano mandibular, altura facial inferior e arco mandibular), obtido a partir de uma média aritmética dos fatores descritos, (RICKETTS, 1981). Os indivíduos são classificados no sentido vertical, em três padrões: como dolicofacial, quando o índice de Vert é igual ou menor que -0,5 apresentando maior dimensão do terço inferior da face, arcadas dentárias longas e estreitas, assim como os feixes da musculatura mastigatória; como mesofacial quando temos valores entre -0,5 e +0,5 e caracterizam-se por tipos faciais equidistantes, com um bom equilíbrio muscular e arcadas dentárias em forma ovalada; como braquifacial quando o índice de VERT se apresenta igual ou maior que +0,5, há uma diminuição do terço inferior da face, frequentemente associado a arcadas dentárias alargadas e músculos masseteres com alto potencial de ação (BIANCHINI, 2002). O sinal negativo apresenta uma tendência para o crescimento vertical, e o positivo quando o crescimento é horizontal. Um aumento na dimensão vertical pode levar a algumas alterações nas estruturas orofaciais (mandíbula, músculos elevadores, articulações temporomandibulares e periodonto).

A face é descrita em termos verticais como face longa ou dolicofacial quando o padrão de crescimento é vertical, o terço inferior da face está aumentado, o ângulo

mandibular aberto, podendo apresentar excesso ósseo na parte posterior da maxila e mordida aberta anterior. A base posterior do crânio é mais curta e arco dentário longo e estreito. Os indivíduos que apresentam esse tipo facial apresentam a cabeça ovalada, comprida e estreita no sentido horizontal, com certa tendência à retrusão mandibular e possuem musculatura elevadora da mandíbula mais delgada. Em contraste, tem-se a face curta ou braquifacial, que se caracteriza pelo crescimento facial horizontal, na qual a cabeça é mais arredondada, mais curta e ampla no sentido horizontal com o terço inferior da face reduzido (altura facial inferior reduzida), mordida profunda, ângulo mandibular fechado, base posterior do crânio mais longa, arco dentário alargado, e o complexo nasomaxilar posiciona-se mais posteriormente. Os indivíduos com esse tipo facial possuem musculatura elevadora da mandíbula forte e espessa e ampla inserção no corpo da mandíbula, com tendência à sobremordida, enquanto a face média ou mesofacial é caracterizada como por ter um padrão de crescimento equilibrado, com o arco dentário médio ou oval e uma boa relação entre os maxilares (BIANCHINI, 2001, 2002).

A literatura apresenta uma série de estudos que confirmam a correlação entre a força da musculatura mandibular e o padrão facial nos adultos, entretanto há controvérsias quando esses resultados são extrapolados para as crianças. Com isso, Ingervall e Minder (1997) selecionaram uma amostra com 54 meninos entre 8 e 16 anos e 66 meninas com idade entre 7 e 17 anos, com o objetivo de analisar a associação entre a força da musculatura mandibular unilateral e o padrão facial nas crianças. A morfologia facial foi definida a partir das telerradiografias de perfil, e a força máxima de mordida foi registrada por um transdutor de força *strain gauge* com espessura de 4mm. Foram realizadas três medidas sobre o primeiro molar direito e três sobre o primeiro molar esquerdo, considerando a maior delas a força máxima de mordida. Foi utilizada uma folha oclusal (Shimstock Metal Foil, Hanel-GHM- Dental, Nürtingen, Alemanha) para avaliar o número total de dentes em contato na posição de intercuspidação, o número de dentes posteriores em contato e o número total de contatos interoclusais. O estudo não apresentou uma diferença estatisticamente significativa entre os valores da força máxima de mordida do lado direito e esquerdo. Não houve diferença significativa entre os gêneros, no número de contatos oclusais ou no padrão facial. A força máxima de

mordida se correlacionou com a idade e com o padrão facial nas meninas, mas não nos meninos. Em ambos os gêneros o autor observou uma influência do número de dentes em contato com o número de contatos interoclusais na força máxima de mordida. A influência do gênero, idade e contatos dentais torna a correlação entre a força de mordida e a morfologia facial em crianças difícil. No entanto, a fraca correlação não exclui a possibilidade de haver uma correlação mais forte porque a variância devido a problemas metodológicos reduz a possibilidade de demonstrar uma forte correlação.

A fim de avaliar as contribuições relativas do tamanho dos músculos da mandíbula e da morfologia facial na magnitude da força de mordida, Raadsheer et al. (1999) selecionou uma amostra com 121 indivíduos com idades entre 18 a 36 anos (média 23), sendo 58 homens e 63 mulheres, com a dentição completa ou quase completa.

A força máxima de mordida foi medida com um transdutor da marca Kistler (Tipo 9251 A, 10x24x24,2mm; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Suíça) colocado entre duas placas acrílicas, conectado a um computador, criando dois planos paralelos ao plano oclusal, o que gerou uma distância interincisal entre 19 a 25mm. A morfologia craniofacial foi definida pelas medições antropométricas através da realização dos traçados cefalométricos. A espessura do músculo masseter, do músculo temporal, do ventre anterior do músculo digástrico foram medidas através da ultrassonografia. Os autores concluíram que apenas a espessura do músculo masseter se relaciona diretamente com a magnitude da força de mordida. A magnitude da força de mordida se correlaciona significativamente com a dimensão vertical facial, com a dimensão transversal e com a inclinação do terço médio da face. O resultado do estudo sustenta fortemente a ideia de que a variação na magnitude de força de mordida depende principalmente da variação do tamanho e da direção do músculo masseter, e menos dos fatores relacionados à variação da morfologia craniofacial.

Garcia-Morales et al. (2003) realizaram um estudo clínico com a intenção de investigar a correlação entre a força máxima de mordida e a atividade eletromiográfica dos músculos da mastigação, com a morfologia craniofacial e com as vantagens mecânicas presentes em crianças com padrão de crescimento

vertical. Os autores selecionaram para compor a amostra 47 crianças, dentre elas 30 do gênero feminino e 17 do gênero masculino, com uma média de idade de $9,3 \pm 3,6$ anos. Foram realizadas 47 cefalometrias, 13 medições morfológicas (6 medidas lineares e 7 angulares) e oito biomecânicas (os músculos determinam a direção do vetor de força e construção de um gráfico). A força máxima de mordida foi aferida por um transdutor (modelo 2310 *strain gauge* Inc. Raleigh, Carolina do Norte, EUA) unilateral posicionado sobre o primeiro molar direito, 14 vezes. A análise estatística não apresentou diferença entre os gêneros em relação às variáveis morfológicas, funcionais e biomecânicas. Os autores afirmaram também que, independentemente da idade cronológica, as crianças com face longa apresentam maior braço de alavanca, e uma menor atividade muscular é necessária para atingir uma determinada força. Esses dados suportam as associações entre a força de mordida, a força muscular e a morfologia facial das crianças, semelhantes aos estudos realizados em adultos

Um dos objetivos do tratamento ortodôntico é o estabelecimento de uma eficiente função mastigatória com o restabelecimento de uma oclusão funcional. A partir dessa afirmação, Kitafusa (2004) analisou a oclusão de indivíduos com má oclusão e que apresentavam diferentes padrões faciais. Foi utilizado no estudo o aparelho Dental Prescale Occluser System (Fuji Film Co., Tóquio, Japão) para medir a força máxima de mordida e sua utilização nos mais diversos tratamentos ortodônticos. A amostra foi constituída por 93 indivíduos com má oclusão e 124 indivíduos com diferentes padrões faciais (dolicofacial, mesofacial, braquifacial). Foram selecionados 10 participantes para o grupo controle, onde todos os indivíduos apresentavam os 28 dentes e um padrão de oclusão normal. Os participantes do estudo foram instruídos a morder o dispositivo de medição da força máxima de mordida, 1 vez durante 5 segundos. O autor observou que os indivíduos com oclusão normal apresentaram maiores áreas de contato e força de mordida quando comparados aos indivíduos com diferentes tipos de maloclusão. Quando comparou os indivíduos com diferentes padrões faciais, os valores da área de contato e da força de mordida foram significativamente maiores em pacientes braquifaciais ($457,28N \pm 169,04N$) quando comparados aos pacientes dolicofaciais ($94,53N \pm 45,70N$). Dessa forma os valores da força máxima de mordida podem ser utilizados no início do diagnóstico de problemas oclusais. A observação de

mudanças na oclusão durante o tratamento e a estabilidade oclusal são os objetivos principais do tratamento ortodôntico. O autor recomendou considerar as diferenças encontradas nos padrões faciais no diagnóstico clínico.

Nos estudos de Shinkai et al. (2007), os resultados entram em contradição com os estudos já citados, podendo ser a causa dessas diferenças metodológicas: os instrumentos de avaliação utilizados, o grau de abertura de boca, a técnica de aquisição dos dados e a seleção da amostra para o estudo. Uma das limitações do estudo foi a alocação desigual dos padrões faciais.

Entre as controvérsias e os questionamentos com relação ao padrão facial interferir em valores da força máxima de mordida e da flexão mandibular, Custodio et al. (2008) realizaram um estudo com o objetivo de analisar de forma integrada o efeito da morfologia facial vertical sobre as variáveis que podem influenciar no tratamento protético, tal como a função muscular determinada pela força máxima de mordida, o padrão de movimento mandibular durante a mastigação e a flexão mandibular em um grupo homogêneo de adultos com dentição completa. Uma amostra de 78 indivíduos (39 homens e 39 mulheres) com uma média de idade de 23,5 anos \pm 4,0 participaram desse estudo. A força máxima de mordida bilateral foi medida com um sensor FSR nº 151 NF (Interlink Electronics Echternach, Luxembourg) com espessura total de 1,65mm. Cada indivíduo mordeu o dispositivo sobre a face oclusal dos molares durante 7 segundos. Para avaliação do grau de flexão mandibular, foram realizadas impressões utilizando um garfo de mordida (George Gauge Great Lakes Orthodontics Ltd, Nova York, EUA) com uma silicone em três posições: posição de repouso com uma abertura de boca mínima, posição da abertura máxima e protrusão mandibular. A distância intermolar foi medida três vezes utilizando o Image Tool Software (Centro de Ciências de Saúde da Universidade do Texas, Santo Antônio, Texas, EUA). Os resultados demonstraram maiores valores de força máxima de mordida (535 N \pm 156 N) nos indivíduos com padrão facial do tipo braquifacial, seguido pelos padrões mesofacial (397 N \pm 166N) e dolicofacial (278 N \pm 152N). Dessa forma, os autores concluíram que o padrão facial influencia na força máxima de mordida, e na trajetória dos movimentos mandibulares durante a mastigação e na deflexão mandibular medial.

Para registrar a força máxima de mordida nos estudantes da Jordânia com diferentes padrões faciais: curto, médio e longo, e determinar o efeito do gênero, do tipo de oclusão funcional, da presença de contatos prematuros e dos hábitos parafuncionais na força máxima de mordida, Alhaija et al. (2009) realizaram um estudo clínico com uma amostra de 60 estudantes de Odontologia, 30 do gênero masculino e 30 do gênero feminino, com idade entre 20 e 23 anos. Houve a participação de três grupos iguais, com base no plano maxilomandibular (Max / Mand) e grau de sobreposição anterior. O primeiro grupo foi composto por indivíduos de face curta com sobremordida profunda anterior (Max / Mand ≤ 22 graus). O grupo controle foi composto por alunos com face normal, confrontados com um sobremordida normal (Max / Mand = 27 ± 5 graus). O terceiro grupo foi composto por alunos de face longa confrontados com mordida anterior aberta (Max / Mand ≥ 32 graus). Esses dados foram analisados a partir da realização de exames que incluíram a avaliação da oclusão dinâmica e a determinação da presença de hábitos parafuncionais e contatos prematuros. A dinâmica da oclusão foi classificada em guia canina ou função em grupo. A força máxima de mordida foi mensurada unilateralmente usando-se um sensor de força hidráulico (GM 10, Nagano Keiki, Tóquio, Japão), três vezes de cada lado, e o maior valor foi considerado. Os autores encontraram uma força máxima de mordida média unilateral de 573,42 N $\pm 140,18$ N, que diferiu entre os três grupos: indivíduos com face curta apresentaram a maior força máxima de mordida (679,6N $\pm 117,46$ N), indivíduos com face média apresentaram uma força intermediária de 593N e indivíduos com face longa apresentaram o menor valor da força máxima de mordida (453,57N $\pm 98,30$ N), sendo os valores da força entre os indivíduos face longa e média estatisticamente significante. Não houve diferença na força máxima de mordida entre os gêneros. A força máxima de mordida foi maior nos indivíduos com contatos prematuros, mas não difere quando a comparamos aos indivíduos com diferentes tipos de oclusão funcional ou na presença de hábitos parafuncionais. Os resultados desse estudo são consistentes com estudos anteriores de Braun et al. (1995a) e Ingervall e Minder (1997), nos quais indivíduos com morfologia craniofacial do tipo face longa estão associados a menores valores de força máxima de mordida.

O desempenho mastigatório dos indivíduos com uma morfologia craniofacial tipo face longa é consideravelmente reduzido quando comparado aos indivíduos com a forma do crânio verticalmente normal, tendo em vista que a função mastigatória é considerada como um dos principais determinantes do padrão de crescimento excessivamente vertical. Van Spronsen (2010) avaliou a veracidade da presente afirmação por meio da análise dos dados geométricos dos músculos responsáveis pelo fechamento da mandíbula de 54 indivíduos adultos, todos do gênero masculino, para evitar a interferência do gênero, e apresentando uma dentição completa ou parcialmente completa (ausência de apenas 1 elemento). O padrão facial foi definido a partir da análise cefalométrica (padrão curto, médio e longo). Adicionalmente, a dimensão craniofacial transversal foi medida através de um exame de ressonância magnética. Os inúmeros estudos consideram que a força máxima da musculatura é proporcional ao tamanho da área de secção das fibras musculares. Os autores apresentaram os seguintes resultados: a área de secção transversal dos músculos da mastigação mostra que o músculo masseter e o pterigoideo medial em indivíduos padrão curto é 50% maior em comparação com os indivíduos padrão longo, os músculos responsáveis pelo fechamento da mandíbula são até 33% menores nos indivíduos padrão longo; em comparação com indivíduos padrão normal; o tamanho reduzido, no aspecto quantitativo, bem como uma redução da força intrínseca, no aspecto qualitativo e a ocorrência de distrofia por desuso dos músculos mastigatórios durante o desenvolvimento do padrão longo é plausível, sendo o efeito, e não, a causa de seu padrão de crescimento vertical excessivo.

Iwase et al. (2006) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a força de mordida, a área de contato oclusal e a função mastigatória antes e depois da realização de uma cirurgia ortognática. Participaram do estudo 27 indivíduos (10 homens e 17 mulheres, com idade média de 23 anos) com prognatismo mandibular pertencentes ao grupo teste, e 27 indivíduos (10 homens e 17 mulheres, com idade média de 24 anos) com oclusão Classe I de Angle, pertencentes ao grupo controle. A força de mordida e os contatos oclusais foram medidos por um sistema computadorizado Dental Prescale System- 50H tipo Occluzer FPD 703, (Fuji Photo Film Co. Tóquio, Japão), e cada indivíduo mordeu três vezes o dispositivo durante 3 segundos. A função mastigatória foi avaliada quantitativamente com os indivíduos

sentados, e cada um deles foi instruído a mastigar um sistema de goma de mascar. Os dados foram coletados após seis semanas, três meses, seis meses, um ano e dois anos da realização da cirurgia ortognática. Os autores observaram que a força de mordida e a área de contato oclusal dos indivíduos do grupo teste antes da cirurgia ortognática foram significativamente menores do que o grupo controle, e após dois anos da realização do procedimento cirúrgico, a força de mordida dos indivíduos do grupo teste não alcançou os valores obtidos no grupo controle. Os contatos oclusais aumentaram após o procedimento cirúrgico, mas em um acompanhamento de dois anos, ainda não foram comparáveis ao grupo controle. Os autores sugeriram a realização de ajustes oclusais adicionais.

A terminologia “disfunção temporomandibular” se refere aos sinais e sintomas associados com dor, distúrbios estrutural e funcional do sistema mastigatório, especialmente na articulação temporomandibular e nos músculos mastigatórios. Partindo do princípio de que o exame de ultrassonografia tem sido utilizado para determinar a associação entre a espessura dos músculos, a disfunção temporomandibular, a morfologia facial e a força máxima de mordida, Pereira et al. (2007) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os sinais e sintomas da disfunção temporomandibular, a espessura do masseter e a porção anterior do temporal, a dimensão facial e a força máxima de mordida em adolescentes com idade entre 12 e 18 anos. A amostra foi dividida em dois grupos: grupo teste composto por 20 participantes, sendo 10 homens e 10 mulheres com disfunção temporomandibular, e o grupo controle, composto também por 20 indivíduos com a mesma faixa etária, mesmo gênero e sem problemas na articulação temporomandibular. Inicialmente, os sinais e sintomas de disfunção temporomandibular foram avaliados calculando-se o índice craniomandibular descrito por Friction e Schiffman (1986), por meio do preenchimento do questionário de Riolo, de 1987. Foi realizado o exame de ultrassonografia do masseter e porção anterior do temporal por um examinador cego. A morfologia craniofacial foi definida a partir dos traçados cefalométricos, e a força máxima de mordida foi medida bilateralmente sobre os dentes molares com um transdutor de força da marca MPX 5700 (Motorola SOS, Austin, Texas, EUA) por três vezes durante 5 segundos. Os autores postularam que o grupo com disfunção temporomandibular mostrou uma baixa força máxima de mordida quando

comparado ao grupo controle ($P < 0,05$), e uma significativa correlação entre a força máxima de mordida e a espessura da musculatura e entre a espessura do músculo temporal e a morfologia facial foi observada.

No estudo de Bakke et al. (1989), a força máxima de mordida e a atividade dos músculos temporal e masseter durante a mordida e a mastigação foram medidas em 19 participantes (grupo controle) e 23 participantes (grupo teste) com sinais e sintomas de desordem craniomandibular, com idade entre 14 e 63 anos. A força máxima de mordida unilateral foi de 480 N no grupo controle e 387N no grupo teste, com valores bilaterais correspondentes de 387N e 230N. No presente método, foi demonstrado que a força máxima de mordida unilateral é um simples indicador clínico da força dos músculos elevadores como um todo, como um meio confiável no diagnóstico das alterações da força induzidas durante o desenvolvimento do indivíduo ou causadas pelo tratamento odontológico ou pela perda de elementos dentais.

3 OBJETIVO GERAL

Coletar informações das variações individuais e clínicas para avaliar a influência das características sociodemográficas e do padrão facial na força máxima de mordida e, consequentemente, na incidência de fraturas de coroas parciais ou totais de cerâmica.

3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- a) a partir da leitura dos prontuários odontológicos, descrever as características sociodemográficas (faixa etária e gênero) da amostra para analisar a influência delas na força máxima de mordida.
- b) a partir dos traçados cefalométricos, determinar o padrão facial (dolicofacial, mesofacial e braquifacial) da amostra com o objetivo de observar a influência dele na força máxima de mordida.
- c) verificar a correlação entre a associação das características sociodemográficas e o padrão facial com a força máxima de mordida na incidência de fraturas de coroas parciais ou totais de cerâmica.

4 METODOLOGIA

4.1 TIPO DE ESTUDO

De acordo com a classificação de Freire e Patussi (2005), esse estudo constituiu-se em um estudo epidemiológico experimental transversal e retrospectivo, com a função de descrever e medir a proporção da população que apresenta uma doença que se iniciou antes do início da investigação.

4.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Esta pesquisa foi desenvolvida em uma Clínica Odontológica privada, na cidade de Vitória, no Estado do Espírito Santo, e para a execução foi realizado um levantamento de informações nos prontuários odontológicos, que compreendem uma ficha de identificação dos indivíduos (nome, endereço, telefone, ocupação, gênero, estado civil, data de nascimento), uma ficha de anamnese (condição sistêmica), um relatório das condições odontológicas observadas no exame clínico inicial, a descrição dos procedimentos odontológicos realizados devidamente datados e os exames radiográficos (número de dentes). O objetivo da análise dos prontuários foi identificar as características sociodemográficas (gênero, faixa etária); através das radiografias, contabilizar o número de dentes presentes e, com a leitura do relatório dos procedimentos odontológicos realizados, identificar os indivíduos que receberam coroas parciais ou totais de cerâmica. Os participantes foram divididos em dois grupos: grupo 1: indivíduos que fraturaram as coroas parciais ou totais de cerâmica; grupo 2 (controle): indivíduos que não fraturaram as coroas parciais ou totais de cerâmica após três anos ou mais em função. Esse prazo de avaliação foi estabelecido baseando-se no estudo de Hickel et al. (2007), que observaram que um maior número de falhas, tais como: fraturas de restaurações, fratura dental, cárie secundária e problemas periodontais, manifestam-se clinicamente após 18 a 24 meses em função na cavidade bucal. Dessa forma, o critério “tempo” foi utilizado para a seleção dos participantes. A partir da coleta das informações dos prontuários, foi realizada a seleção dos indivíduos, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão pré-determinados, com o objetivo de eliminar algum vies de seleção que pudesse alterar o resultado final da pesquisa.

Dentre os 95 indivíduos selecionados de forma não aleatória após a análise dos prontuários, 25 retornaram para uma consulta de reavaliação entre janeiro de 2012 e junho de 2012. Durante a consulta, todos os indivíduos aceitaram participar do estudo e assinaram o termo de consentimento livre esclarecido. Após a consulta, os indivíduos foram encaminhados para uma clínica radiológica para a realização de uma telerradiografia e de outros exames radiográficos de rotina solicitados pelo cirurgião-dentista. Dentre todos os indivíduos atendidos, apenas 15 realizaram o exame radiográfico o que possibilitou a determinação do padrão facial.

Descrição da amostra

As restaurações com infraestrutura em óxido de alumínio e as em ouro foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro GC Fuji Plus (GC America Inc, Tóquio, Japão) e as restaurações feldspáticas foram cimentadas com sistema One Step (Bisco, Illinois, EUA) e o sistema de cimentação Dual Illusion (Bisco, Illinois, EUA).

Após o preparo de coroa parcial ou total, a moldagem foi realizada com uma silicona de adição da marca comercial Elite H-D+ (Zhermack, Badia Polesine, Itália) e enviada ao laboratório de prótese para o vazamento do gesso e a confecção da peça protética. Todas as coroas receberam tratamentos distintos na superfície interna de acordo com o indicado para cada material. Após a técnica da cimentação, na mesma sessão foram realizados os devidos ajustes oclusais e buscou-se estabelecer a desocclusão da guia canino. Após esse procedimento, o dente era radiografado para confirmar a perfeita adaptação da peça protética.

Critérios de inclusão

Foram selecionados para o estudo indivíduos:

- a) com dentição permanente completa;

- b) com dentição permanente parcialmente completa;
- c) com informações completas no prontuário odontológico;
- d) com idade mínima de 18 anos;
- e) com pelo menos um ou mais dentes restaurados com coroas parcial e/ou total de cerâmica odontológica, há pelo menos três anos;
- f) com contato oclusal entre o dente restaurado e o dente antagonista;
- g) com pelo menos dois primeiros molares presentes em oclusão.

Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo indivíduos:

- a) que não preencheram os critérios de inclusão;
- b) que estavam em tratamento ortodôntico;
- c) com histórico de trauma mandibular; d) com histórico de cirurgia ortognática; e) com mobilidade dentária;
- f) em estado de gravidez;
- g) com prótese total e/ou prótese parcial removível;
- h) com sinais ou sintomas de desordem temporomandibular;
- i) com ausência dos primeiros molares em oclusão impossibilitando o registro da força máxima de mordida;
- j) que não compareceram às consultas de reavaliação;
- k) que não assinaram o termo de consentimento livre esclarecido.

4.3 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Associação Educacional de Vitória- Faculdades Integradas São Pedro- CEP/FISP no dia 10 de julho de 2011, e está registrada sob o Protocolo de Pesquisa Nº 012/2011, cumprindo plenamente as exigências da resolução 196/96 e resoluções complementares da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) do Ministério da Saúde.

Todos os integrantes do estudo leram e assinaram o termo de consentimento livre esclarecido, que apresentava suas justificativas, os objetivos, os procedimentos a serem realizados, os possíveis desconfortos e/ou riscos esperados, as obrigação dos voluntários, e a possibilidade de retirar o consentimento dado para a realização da pesquisa em qualquer momento. Constam, também, o endereço e o telefone do comitê de ética e os telefones dos professores responsáveis pela pesquisa.

Para a realização do estudo, foram utilizados os seguintes instrumentos para a coleta de dados.

4.4 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Cada um dos instrumentos utilizados neste estudo teve como objetivo buscar informações sobre os indivíduos selecionados a participarem do estudo. Foram adotados os seguintes recursos para a coleta de informações: análise dos prontuários odontológicos, exames radiográficos, sensor de força Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA), traçados cefalométricos.

Prontuários

A análise dos prontuários odontológicos permitiu a identificação das características sociodemográficas, tais como: gênero e faixa etária dos participantes da pesquisa. A leitura da ficha dos procedimentos odontológicos realizados apresentou informações sobre as características da coroa (parcial ou total), a data da cimentação, a ocorrência de fratura com substituição das coroas ou o reparo com resina composta, o material utilizado na confecção da infraestrutura e na cobertura das coroas de cerâmica, o elemento dental restaurado.

Exames radiográficos

Os exames radiográficos (periapical e panorâmico) anexados aos prontuários auxiliaram na identificação do tipo de coroa e infraestrutura utilizada e o número de dentes presentes.

Sensor de força Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA)

Após a leitura dos prontuários e a seleção da amostra, os indivíduos foram agendados para uma consulta de reavaliação. A consulta de reavaliação foi realizada por um único examinador, não cego, que avaliou a integridade das coroas parciais ou totais de cerâmica odontológica e os dentes hígidos remanescentes. Foi solicitado ao indivíduo morder um sensor de força Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA) por duas vezes de cada lado com a força máxima de mordida durante 3 segundos para a determinação da força máxima.

Traçados cefalométricos

Ao final da consulta, os indivíduos receberam um solicitação de exame de telerradiografia em norma lateral para a realização dos traçados cefalométricos, segundo Ricketts (1981) com o objetivo de definir o padrão facial.

Os dados coletados a partir das informações dos prontuários odontológicos, dos exames de telerradiografia em norma lateral e da avaliação da força máxima de mordida foram organizados em uma tabela do Excel, para posterior comparação e descrição das possíveis correlações.

4.5 VARIÁVEIS

A variável de maior interesse nesta pesquisa é a incidência de fratura de coroas parciais ou totais de cerâmica odontológica em um determinado grupo de indivíduos.

Assim, de acordo com a presença ou não de fratura, esses indivíduos foram divididos em dois grupos. Foram avaliadas outras variáveis independentes, como a força máxima de mordida e o padrão facial, com o objetivo de determinar a

influência do padrão facial (dolicofacial, mesofacial, braquifacial) e da força máxima de mordida na incidência de fraturas em coroas unitárias parciais ou totais de cerâmica com três anos ou mais em função.

As seguintes variáveis foram avaliadas neste estudo:

a) variável dependente

- fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica odontológica

Essa variável foi incluída nesta pesquisa para correlacionar os valores da força máxima de mordida com a incidência de fratura das coroas parciais ou totais, confeccionadas por distintos sistemas cerâmicos. Essas informações foram obtidas a partir da leitura dos prontuários odontológicos, onde o profissional descreve a fratura do material cerâmico ou infraestrutura e os procedimentos a serem realizados, como: a substituição da mesma ou apenas o reparo com resina composta. Segundo informações coletadas nos prontuários, as coroas totais e parciais analisadas apresentaram variações técnicas, como o tipo de preparo protético, o agente cimentante e o sistema cerâmico utilizado. As peças protéticas foram confeccionadas por um único técnico em prótese dentária.

Nesta pesquisa, foram observados diferentes sistemas cerâmicos, que variam entre:

- coroas em óxido de alumínio infiltrado por vidro (InCeram Alumina/Vita, Bad Säckingen, Alemanha) com aplicação de cerâmica de cobertura (VM7/ Vita, Bad Säckingen, Alemanha);
- coroas feldspáticas confeccionadas sobre refratário (VM13/Vita, Bad Säckingen, Alemanha);
- *onlays* feldspáticas;
- *inlays* feldspáticas;

- coroas metalocerâmicas com infraestrutura em ouro eletrodepositado e cerâmica de cobertura (Omega 900/ Vita, Bad Säckingen, Alemanha), distribuídas nos dentes posteriores;
- facetas feldspáticas nos dentes anteriores.

Os sistemas cerâmicos infiltrados são compostos por dois componentes: um pó a base de alumínio, fabricado como substrato poroso, e um vidro que é infiltrado dentro do substrato poroso em alta temperatura. As coroas feldspáticas sem infraestrutura de reforço foram confeccionadas sobre um refratário, o que as difere das coroas metalocerâmicas, que apresentam uma infraestrutura confeccionada a partir de uma liga nobre.

Para uma correlação entre a força máxima de mordida e a incidência de fratura, nas coroas parciais ou totais, elas foram alocadas em cinco grupos: grupo CAL, de coroas com infraestrutura em óxido de alumínio infiltrada por vidro (Figuras 1 e 2); grupo CF, de coroas em cerâmica feldspática sobre refratário (Figuras 3 e 4); grupo FF de facetas feldspáticas; grupo de OF *onlays feldspáticas*; grupo IF de *inlays feldspáticas* e grupo CMC metalocerâmico com infraestrutura em ouro eletrodepositado (Figuras 5 e 6).

Figura 1- Vista externa de coroas unitárias totais cerâmicas com infraestrutura à base de óxido de alumínio (CAL) (In-Ceram® Alumina, Bad Säckingen, Alemanha).



Figura 2– Vista externa de coroas unitárias totais cerâmicas com infraestrutura à base de óxido de alumínio (CAL)(In- Ceram® Alumina Bad Säckingen, Alemanha)



Figura 3 – Vista externa de coroas totais unitárias confeccionadas no sistema de cerâmica pura feldspática (CF).



Figura 4 – Vista interna de coroas totais unitárias confeccionadas no sistema de cerâmica pura feldspática (CF).



Figura 5– Vista externa de uma coroa total unitária confeccionada no sistema metalocerâmico em ouro eletrodepositado (CMC).

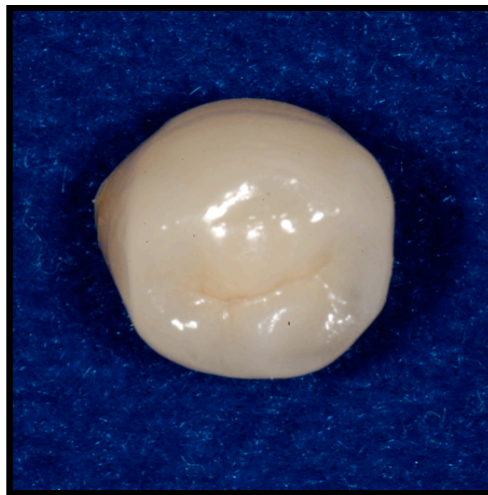


Figura 6 – Vista interna de uma coroa total unitária confeccionada no sistema metalocerâmico em ouro eletrodepositado (CMC).



b) variáveis independentes

– Características sociodemográficas

Foram coletados nesta pesquisa dados referentes ao gênero e à faixa etária de todos os participantes, e agrupados para análise da incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica.

– Força máxima de mordida

Esta análise foi realizada com os indivíduos posicionados sentados na cadeira odontológica, com postura ereta, sem o apoio de cabeça, com o plano de Frankfurt paralelo ao solo. Todos os cuidados foram tomados para evitar movimentos protrusivos ou laterais durante o fechamento mandibular. Cada indivíduo foi instruído e estimulado a imprimir a força máxima de mordida sobre a área ativa do sensor, inserindo uma força no sentido vertical, sem o movimento conjunto de pescoço e/ou cabeça (ALHAIJA et al., 2009).

O sensor Flexiforce (B201- H, Tekscan, Boston, EUA) (ANEXO B, Figura 1) foi posicionado inicialmente sobre o primeiro molar do lado direito e depois sobre o primeiro molar do lado esquerdo. Esta localização foi selecionada com base nos trabalhos de Shinogaya et al. (2001) e Ferrario et al. (2004ab), pois a maior área de contato e a maior força de mordida é gerada nos primeiros molares, sem interferência, ou seja, na

ausência de contato dos demais dentes. Esse é um método direto de medição da força máxima de mordida, que ocasiona um pequeno distanciamento entre as arcadas dentárias, deixando os demais dentes em desocclusão sem perturbar a posição de oclusão. Utilizando-se um paquímetro analógico (Mitutoyo, São Paulo, Brasil) (Figura 7), foi mensurada a espessura do sensor Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA) (Figura 7) com o aparador de silicone sobre a área de sensoriamento, observando-se uma espessura total de 4,5mm (Figura 8).

Figura 7 – Mensuração da espessura do sensor Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA) com um aparador de silicone, utilizando-se um paquímetro analógico (Mitutoyo, São Paulo, Brasil).

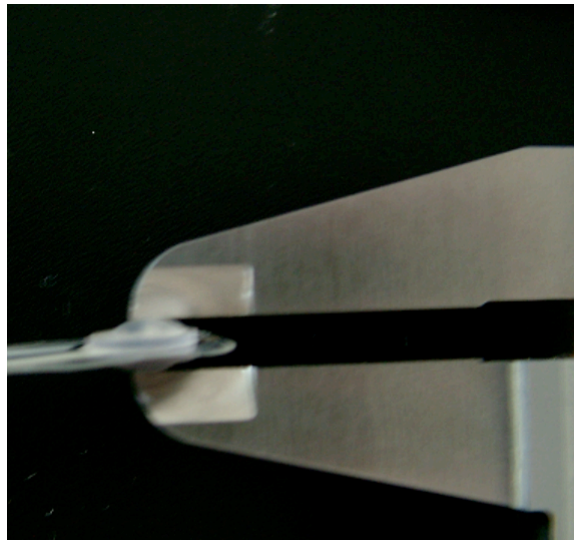


Figura 8 – Espessura de 4,5mm do sensor FLEXIFORCE EFL (Tekscan, Boston, EUA) com um aparador de silicone, utilizando um paquímetro analógico (Mitutoyo, São Paulo, Brasil).



Os participantes foram orientados a morder o dispositivo por duas vezes de cada lado com a força máxima de mordida mantida durante 3 segundos, com um intervalo de descanso de 1 segundo entre as medições. A maior medida das quatro obtidas durante a pesquisa foi considerada. A força máxima de mordida foi mensurada por um único profissional. Sabe-se que múltiplas medições da força máxima de mordida são mais indicadas, pois são consideradas mais confiáveis quando comparadas a apenas uma única medição (CASTELO et al., 2008).

Nos casos em que os indivíduos apresentavam ausência dos primeiros molares em oclusão em um dos hemiarcos foram realizadas duas medições da força máxima de mordida unilateralmente, considerando-se válida a maior delas, visto que a literatura é unânime ao considerar ausência de diferença estatisticamente significativa nos valores da força máxima de mordida entre os lados direito e esquerdo dos pacientes (BONAKDARCHIAN; ASKARI; ASKARI, 2009; FERRARIO et al., 2004a; INGERVALL; MINDER, 1997).

– Padrão facial

Essa variável foi determinada a partir da realização de uma telerradiografia em norma lateral, onde todos os indivíduos apresentavam-se com os dentes em oclusão, protegidos com avental de chumbo, protetor de tireoide e suas cabeças posicionadas no cefalostato em uma posição de 90° em relação ao tubo. Todas as telerradiografias foram executadas segundo um mesmo protocolo, utilizando-se o aparelho da marca Instrumentarium OP 100 (Instrumentarium Dental's R&D, Helsinki, Finlândia), processadas por um único técnico e examinadas por um único radiologista. A partir do exame radiográfico, foi possível realizar a execução e a análise dos traçados cefalométricos (RICKETTS, 1981), realizados por um radiologista certificado. O padrão facial é determinado computando-se o índice de Vert a partir do plano mandibular, do eixo facial, da altura anterior-inferior da face, da arcada mandibular e da profundidade da face, e são relacionadas aos valores normativos de acordo com a idade do indivíduo. Dessa forma, foi possível agrupar os indivíduos em três grupos: dolicofacial (índice de Vert igual ou

menor que -0,5); mesofacial (índice de Vert entre -0,5 e +0,5); e braquifacial (índice de VERT igual ou maior +0,5) definidos geneticamente (RICKETTS, 1981). O padrão facial foi correlacionado com os valores da força máxima de mordida e com a incidência de fraturas nas coroas parciais ou totais de cerâmica odontológica.

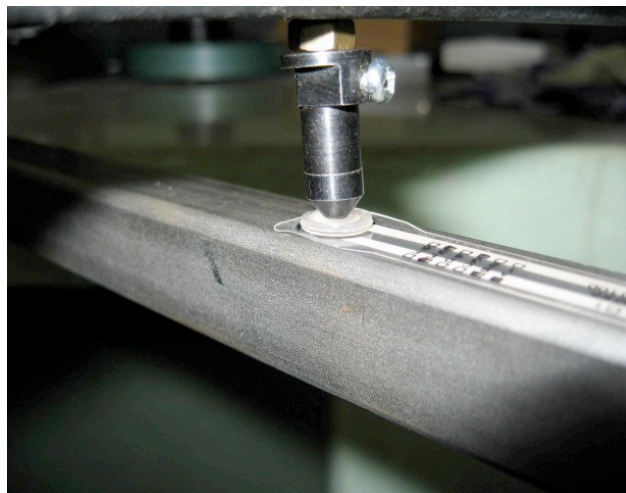
c) calibração do sensor flexiforce (Tekscan, Boston, EUA).

O aparelho Flexiforce (Tekscan, Boston, EUA) foi calibrado no laboratório de Metrologia da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES) a partir da utilização de um peso padrão (Figura 9), utilizando-se uma ponteira de 2mm de diâmetro sobre o sensor alto (H-B-201) (Figura 10), protegido por um silicone semi-rígido, para melhor distribuição da força, e para evitar a ruptura do mesmo. Foram inseridas forças conhecidas (10975gf-20975gf-30975gf-40975gf-50975gf) sobre o sensor, com magnitude próxima aos valores da forças máximas de mordida unilateral descritas na literature (Koc, Dogan e Bek, 2010; IKEBE et al.,2005). O *software*, então, compara essa força aplicada à saída digital, lê e executa uma interpolação linear entre carga zero e a carga da calibração conhecida. Dessa forma, o *software* determina o intervalo da força real que corresponde ao intervalo da saída digital de 0-255 Raw. Depois de uma simples calibração, essa força pode ser exibida na tela nas unidades de medida de preferência: libras, Kgf, gf ou Newtons (ANEXO B, Figura 3). Foi selecionada a unidade gf e transformada em Newtons (102 gf = 1 Newton), pois é a unidade mais utilizada em todos os estudos de força máxima de mordida. Na ausência do aparador de silicone, quando cargas foram inseridas, ocorreu a ruptura do sensor e erros de medições. Assim, a aplicação do aparador de silicone é fundamental para medir a força máxima de mordida, pois promove uma melhor acomodação das cúspides dos dentes e evita a ruptura do sensor.

Figura 9- Calibração do sensor Flexiforce (Tekscan, Boston, EUA) a partir da utilização de peso padrão.



Figura 10- Calibração do sensor Flexiforce (Tekscan, Boston, EUA), utilizando-se uma ponteira de 2mm de diâmetro sobre o sensor alto (H-B-201) protegido por um silicone semirrígido.



4.6 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Foi realizada uma análise estatística descritiva da influência das características sociodemográficas e do padrão facial na força máxima de mordida e, consequentemente, na incidência de fraturas de coroas parciais ou totais de cerâmica. Contudo não foi possível aplicar um teste estatístico, pois os grupos se

apresentaram reduzidos e heterogêneos, o que impossibilitou eventuais comparações.

A observação da presença ou ausência das fraturas entre as coroas unitárias parciais ou totais de cerâmica permitiu identificar a distribuição desses eventos entre os grupos estudados, bem como a análise do desempenho clínico dessas restaurações durante um determinado intervalo de tempo.

Para a variável gênero, foi aplicado o teste estatístico não-paramétrico de Mann-Whitney com o objetivo de avaliar a existência de uma diferença estatisticamente significativa nos valores da força máxima de mordida entre os gêneros, com significância estatística de 95%.

Os resultados foram dispostos em tabelas de frequência absoluta e relativa para cada uma das variáveis dependentes e independentes e analisados pelos programas SPSS 17, Bioestat 5.3 e Excel.

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DESCRITIVA DAS VARIÁVEIS

Caracterização dos indivíduos da amostra

Os resultados demonstram que dos 25 participantes do estudo, 16 pertenciam ao gênero feminino e 9 ao gênero masculino, o que representa 64% e 36% do total da amostra, respectivamente. A faixa etária dos participantes variou entre 30 a 60 anos ou mais, sendo que 15 (60%) apresentavam-se com 30 a 49 anos e 10 (40%) apresentavam-se com 50 anos ou mais (Tabela 1).

Tabela 1 – Distribuição dos indivíduos segundo as características sociodemográficas

Amostra =25		
Variáveis	n	%
Gênero		
Masculino	9	36%
Feminino	16	64%
Faixa etária		
30 a 49 anos	15	60%
50 anos ou mais	10	40%

Tabela 2 - Apresentação da média da idade dos indivíduos da amostra.

Idade (anos)	Amostra= 25 Média	Desvio-padrão
	48,92	9

Todos os 25 participantes (9 homens e 16 mulheres) do estudo com uma média de idade de $48,92 \pm 9$ anos (Tabela 2) foram avaliados segundo a força máxima de mordida. O grupo apresentou uma força máxima de mordida média de $213N \pm 84N$ (Tabela3).

Tabela 3 – Apresentação da força máxima de mordida dos indivíduos da amostra.

Amostra= 25		
Força máxima de mordida (N)	Média	Desvio-padrão
	213	84

Os participantes foram agrupados segundo a faixa etária (Tabela 4). No grupo dos indivíduos com 30 a 49 anos, havia 12 mulheres e 3 homens, e foi registrada uma força máxima de mordida de 181 ± 70 N. Já o grupo dos indivíduos com mais de 50 anos foi composto por 4 mulheres e 6 homens e apresentou uma força máxima de mordida de 238 ± 93 N.

Tabela 4 – Apresentação dos valores da força máxima de mordida segundo a faixa etária dos indivíduos da amostra.

Força máxima de mordida (N)	Amostra= 25 N	Média	Desvio-padrão
30 a 49 anos	15	181	70
50 ou mais	10	238	93

O estudo apresentou uma amostra formada por 15 mulheres com uma força máxima de mordida de $166,06 \pm 60,85$ N e 10 homens com uma força máxima de mordida de $286,88 \pm 51,09$ N (Tabela 5).

Com o objetivo de investigar se o grupo dos homens apresenta maior magnitude de força de mordida quando comparado ao grupo das mulheres, foi aplicado o teste estatístico não-paramétrico de Mann-Whitney com um nível de significância estatística de 95%. O teste confirmou a hipótese, e dessa forma, pode-se dizer que o grupo dos homens apresentou maiores valores de força máxima de mordida quando comparado ao grupo das mulheres ($p=0,00$).

Tabela 5 – Apresentação dos valores da força máxima de mordida segundo o gênero dos indivíduos da amostra.

Amostra= 25			
Força máxima de mordida (N)	N	Média	Desvio-padrão
Homens	10	286,88	51,09
Mulheres	15	166,06	60,85

Dos 25 participantes da pesquisa 15 realizaram as telerradiografias em norma lateral solicitadas para a realização dos traçados cefalométricos, o que possibilitou a descrição do padrão facial. Dentre os 15 indivíduos, 6 apresentaram o padrão braquifacéfalo (1 homem e 5 mulheres) e uma força máxima de mordida média de $174,37 \pm 57,52\text{N}$; 4, o padrão dolicocefalo (3 homens e 1 mulheres) e uma força máxima de mordida de $245,87 \pm 66,65\text{N}$, e 5, o padrão mesencéfalo (2 homens e 3 mulheres) e uma força máxima de mordida de $249,06 \pm 132,89$. Os grupos apresentam-se heterogêneos, ou seja, há maior concentração de mulheres do que de homens. Foram cimentadas 58 coroas parciais ou totais de cerâmica em 15 indivíduos. Nos indivíduos braquicéfalos, foram cimentadas 24 (41,37% do total da amostra) coroas parciais ou totais de cerâmica, e ocorreram 8 fraturas (66,6% dos casos de fratura). No grupo dos dolicocefalos, foram cimentadas 15 (25,86% do total da amostra) coroas parciais ou totais de cerâmica, e ocorreram 2 fraturas (16,6% dos casos de fratura). No grupo dos mesencéfalos, foram cimentadas 19 (32,75% do total da amostra) coroas parciais ou totais de cerâmica, e ocorreram 2 fraturas (16,6% dos casos de fratura). A presença de mais de uma unidade de observação (dente) no mesmo indivíduo impossibilitou a aplicação de testes estatísticos para uma eventual comparação (Tabela 6).

Tabela 6- Apresentação do padrão facial e da força máxima de mordida segundo a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, instaladas nos dentes posteriores

Amostra= 15 Força máxima de mordida (N)				
Padrão Facial	Coroas = 58	Média	Desvio- p	Fratura (%) n= 12
Braquicéfalo	24	174,37	57,52	8 (66,6%)
Dolicocéfalo	15	245,87	66,65	2 (16,6%)
Mesencéfalo	19	249,07	132,89	2 (16,6%)

Foram avaliadas 104 coroas parciais ou totais de cerâmica, cimentadas em 23 indivíduos, 9 homens e 14 mulheres. No grupo dos homens, foram cimentadas 53 coroas parciais ou totais de cerâmica (51% do total da amostra), e foi registrada uma força máxima de mordida de $286,45 \pm 54,17\text{N}$ e 7 casos de fratura (53,84%). No grupo das mulheres, foram cimentadas 51 coroas parciais ou totais de cerâmica (49% do total da amostra), ocorreram 6 fraturas (46,15%), e foi registrada uma força máxima de mordida de $177,79 \pm 70,39\text{N}$. A presença de mais de uma coroa por indivíduo impossibilitou a aplicação de testes estatísticos (Tabela 7).

Tabela 7- Apresentação do gênero e da força máxima de mordida segundo a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, instaladas nos dentes posteriores

Amostra = 23 Força máxima de mordida (N)				
Gênero	Coroas = 104	Média	Desvio- p	Fratura (%) n= 13
Homem (n= 9)	53	286,45	54,17	7 (53,84%)
Mulher (n=14)	51	177,79	70,39	6 (46,15%)

Foram avaliadas 104 coroas parciais ou totais de cerâmica, cimentadas em 23 indivíduos, 9 homens e 14 mulheres. No grupo dos indivíduos com 30 a 49 anos, foram instaladas 66 coroas parciais ou totais de cerâmica (63,46% do total da amostra), e foi registrada uma força máxima de mordida de $198,46 \pm 21,92\text{N}$ e 8 casos de fratura (61,53%). No grupo dos indivíduos com 50 anos ou mais, foram instaladas 38 coroas parciais ou totais de cerâmica (36,54% do total da amostra), ocorreram 5 fraturas (38,46%), e foi registrada uma força máxima de

mordida de $238,49 \pm 92,74\text{N}$ (Tabela 8). A presença de mais de uma coroa por indivíduo impossibilitou a aplicação de testes estatísticos.

Tabela 8- Apresentação da faixa etária e da força máxima de mordida segundo a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, instaladas nos dentes posteriores

Amostra= 23 Força máxima de mordida (N)				
Faixa etária (anos)	Dentes = 104	Média	Desvio- p	Fratura (%) n= 13
30 a 49 (n=13)	66	198,46	21,92	8 (61,53%)
50 ou mais (n=10)	38	238,49	92,74	5 (38,46%)

Foram instaladas 56 *onlays* feldspáticas, 12 *inlays* feldspáticas, 10 coroas totais feldspáticas sobre refratário, 17 coroas totais metalocerâmicas em ouro eletrodepositado e 9 coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro e 25 facetas feldspáticas. Ocorreram 10 casos de fratura das *onlays* feldspáticas, 1 caso de fratura das *inlays* feldspáticas e duas fraturas de coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro (Tabela 9).

Tabela 9 – Apresentação das coroas parciais ou totais de cerâmica segundo a presença ou ausência de fratura.

Sistemas coronários	Amostra= 129			Não Fratura	
	Fratura			n %	
	n	n	%	n	%
<i>Onlay</i> Feldspática	56	10	17,8	46	82,14
<i>Inlay</i> Feldspática	12	1	8,3	11	91,7
Coroa Total Feldspática	10	0	-	10	100
Coroa Total metalocerâmica	17	0	-	17	100
Coroa Total óxido de Al	9	2	22,2	7	77,78
Faceta feldspática	25	0	-	28	100

No presente estudo, não foi observada fratura de restaurações do tipo facetas feldspáticas instaladas nos dentes anteriores, coroas totais metalocerâmicas em ouro eletrodepositado e coroas totais feldspáticas sobre refratário, instaladas nos dentes posteriores.

Foram observados 10 casos de fraturas de *onlays* feldspáticas em um grupo de indivíduos com uma força máxima de mordida de $245,35 \pm 71,58$ N. Um caso de fratura de *inlay* feldspática em um indivíduo com uma força máxima de mordida de 146,21N e dois casos de fraturas de coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro em um indivíduo com uma força máxima de mordida de $210 \pm 140,0$ N (Tabela 10).

Tabela 10 – Apresentação das coroas parciais ou totais de cerâmica instaladas nos dentes posteriores segundo a presença de fratura e a força máxima de mordida.

Sistemas Coronários	Amostra= 13		Força máxima de mordida (N)	
	Fratura n	%	Média	Desvio-p
<i>Onlay</i> Feldspática n= 10	17,8		245,35	71,58
<i>Inlay</i> Feldspática n=1	8,3		146,21	-
Coroa Total Feldspática n=0	-		-	-
Coroa Total metalocerâmica n=0	-		-	-
Coroa Total óxido de Al n=2	27,3		210,00	140,00

6 DISCUSSÃO

Para um melhor entendimento das pesquisas científicas e das informações apresentadas neste estudo, as variáveis serão dispostas separadamente em subitens com o objetivo de melhor discuti-las com base na literatura consultada.

CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS

A Odontologia moderna visa uma ampla avaliação do indivíduo no contexto no qual ele está inserido e, não apenas da cavidade bucal como uma entidade separada. O que se torna fundamental é a correlação entre saúde bucal e saúde geral com a qualidade de vida do indivíduo. A saúde deixou de ser percebida pela Organização Mundial de Saúde (apud RIBEIRO, 2005) como a simples ausência de doença ou disfunção física e passou a ser entendida como um estado de completo bem estar físico mental e social.

Os participantes dessa pesquisa foram atendidos em um serviço privado de saúde bucal, localizado na cidade de Vitória, ES. Dentre os 25 indivíduos atendidos, foi observada maior participação do gênero feminino (64%) em relação ao gênero masculino (36%). Dados similares foram encontrados nos estudos de Ingervall e Minder (1997), Raadsheer et al. (1999), Babic et al. (2002), Motegi et al. (2009), Garcia-Morales et al. (2003) e Van der Bilt et al. (2008), em que se apresentou maior concentração de mulheres, e dados heterogêneos aos descritos nessa pesquisa foram encontrados nos estudos de Shinogaya et al. (2001), Ferrario et al. (2004b), Ikebe et al. (2005), Custodio et al. (2008), Alhaija et al. (2009), Koc, Dogan e Bek (2011), Vargas et al. (2010) e Van Spronsen (2010).

A faixa etária dos participantes variou entre 30 a 60 anos ou mais, visto que 60% da amostra apresentavam-se com 30 a 49 anos e 40% com 50 anos ou mais. Não foram encontrados estudos específicos com indivíduos com a mesma faixa etária, embora os estudos de Fields et al. (1986), Ferrario et al. (2004b), Ikebe et al. (2005), Motegi et al. (2009), Koc, Dogan e Bek (2010b), Vargas et al. (2010), Ingervall e Minder (1997), Raadsheer et al. (1999), Garcia-Morales et al. (2003),

Custodio et al. (2008), Alhaija et al. (2009) tenham sido realizados com indivíduos de diferentes faixas etárias.

FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA

Os diversos estudos presentes na literatura utilizam diferentes instrumentos para mensuração da força máxima de mordida unilateral ou bilateral. Esses inúmeros métodos de medição sugerem distintos valores de força. Os estudos de Ferrario et al. (2004a) utilizaram um transdutor de força com 8,5mm de espessura e encontraram um valor médio para o grupo dos homens de $306,07N \pm 41,99N$ e para o grupo das mulheres de $234,46 \pm 70,53N$, valores próximos aos descritos nesse estudo. A utilização de sensores metálicos rígidos pode influenciar no valor da força máxima de mordida, pois a percepção de um material que ofereça resistência durante a mordida pode induzir a erros de medição.

A literatura justifica esses distintos valores devido à diferença da espessura dos sensores e do material utilizado para confecção dos mesmos. Os primeiros estudos, como o de Helkimo, Carlsson e Helkimo (1976), Tortopidis et al. (1998) e Bakke et al. (1989) utilizaram sensores com espessuras de 7,4mm, 11mm e 10mm, respectivamente. Estudos mais recentes buscam utilizar sensores mais finos, com espessura de 2,5mm (CUSTODIO, 2008) e 5,4mm (KAMEGAI et al., 2005).

O estudo de Fields et al. (1986) encontrou distintos valores de força máxima de mordida com diferentes graus de abertura de boca. A força máxima de mordida aumentou com o acréscimo da distância entre os dentes molares. É sabido que extremas aberturas de boca levam à translação dos côndilos sobre a eminência articular.

O Sensor Flexiforce EFL (Tekscan, Boston, EUA) utilizado na pesquisa foi capaz de medir a força máxima de mordida dos indivíduos com os dentes próximos da posição de intercuspidação, pois o sensor é extremamente fino.

FAIXA ETÁRIA E FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA

A força máxima de mordida permanece constante por volta dos 20 anos, até mais ou menos os 40 a 50 anos, para depois declinar (HELKIMO; CARLSSON; HELKIMO, 1976). Sabe-se que o processo normal do envelhecimento pode causar a perda da força muscular (BAKKE et al., 1990), que decresce no gênero feminino após 25 anos e, no gênero masculino, após os 45 anos.

Estudos mais recentes realizados por Babic et al. (2002), Braun et al. (1995b) e Motegi et al. (2009), com uma amostra de indivíduos com idades entre 20 e 50 anos, 26 e 41 anos, e 66,9 e 80 anos, respectivamente, não encontraram correlações estatisticamente significantes entre os valores da força máxima de mordida e a idade dos indivíduos, ao comparar dois grupos com um mesmo número de dentes. O mesmo foi observado no estudo de Shinogaya et al. (2001), onde não houve uma diferença entre o grupo dos mais jovens e mais idosos, devido a uma ampla área de contato dental existente, consequência do processo de atrição dental, o que justificou maiores valores de força máxima de mordida. Ikebe et al. (2005) observaram valores médios de força máxima de mordida em idosos em torno de 426N. Hatch et al. (2001), e Koc, Dogan e Bek (2010) enfatizaram que a manutenção dos dentes e dos contatos oclusais favorece semelhantes valores de força máxima de mordida entre jovens e idosos, promovendo uma boa capacidade mastigatória com o envelhecimento.

Motegi et al. (2009) observaram que a idade favorece a redução da força máxima de mordida quando poucos dentes estão presentes e apresenta uma forte influência no resultado do estudo. Assim, a idade não pode ser considerada um determinante da força máxima de mordida quando muitos dentes estão presentes, incluindo dentes com função oclusal. Uma relação oclusal favorável é um outro aspecto positivo que contribui para um aumento na força máxima de mordida. Os pesquisadores concluíram que a magnitude da força máxima de mordida depende mais do número de dentes presentes do que da idade dos indivíduos. Então, a força máxima de mordida não é afetada pela idade dos indivíduos quando vários dentes estão presentes.

Participaram deste estudo 25 indivíduos com idade média de 48,92 anos \pm 9 anos e uma força máxima de mordida de 213 ± 84 N com dentição completa ou quase completa. Foi observada uma força máxima de mordida de 181 ± 70 N no grupo dos indivíduos com 30 a 49 anos (11 mulheres e 4 homens) e de 238 ± 93 N no grupo dos indivíduos com 50 anos ou mais (4 mulheres e 6 homens). Os distintos valores da força máxima de mordida e elevado desvio-padrão encontrados nos grupos de indivíduos com diferente faixa etária são reflexo da distribuição desigual dos indivíduos de acordo com o gênero, visto que há uma diferença estatisticamente significativa nos valores da força máxima de mordida entre os gêneros.

GÊNERO E FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA

A força máxima de mordida aumenta com o crescimento e desenvolvimento em ambos os gêneros sem o predomínio de um sobre o outro, mas sabe-se que no período pós-puberal, a força de mordida atinge valores maiores no gênero masculino, quando comparada ao feminino, tornando-se gênero dependente (BONAKDARCHIAN; ASKARI; ASKARI, 2009; BRAUN et al., 1995b, 1996; FERRARIO et al., 2004a; HATCH et al., 2001; HELKIMO; CARLSSON; HELKIMO, 1976 ; KOC ; DOGAN.; BEK, 2011; SHINOYAYA, 2001; TUXEN; BAKKE; PINHOLT, 1999; VARGAS et al., 2010). Essa diferença pode ser atribuída às características anatômicas (BABIC et al., 2002; BONAKDARCHIAN; ASKARI; ASKARI, 2009; BRAUN et al., 1995b), pois as fibras musculares podem diferir entre os gêneros. A grande força muscular no gênero masculino parece corresponder ao predomínio de fibras do tipo II presentes no músculo masseter. Apresentam maior diâmetro, maior área de secção transversal, rápida contração e são capazes de produzir maior magnitude de força quando comparadas às fibras do tipo I (TUXEN; BAKKE; PINHOLT, 1999).

Medidas bilaterais utilizando um transdutor de força em adultos jovens de 18 a 20 anos mostraram um valor médio de 176N. Medidas bilaterais registradas em indivíduos com idade de 26 a 41 anos (média 32,4 anos) apresentaram magnitude de força máxima de mordida de 738N. No gênero masculino, foram

encontrados valores médios de 814N, e no gênero feminino, valores médio de 615N, sendo a diferença estatisticamente significativa (BRAUN, 1995b).

Alhaija et al. (2009) avaliaram 30 estudantes com idade entre 20 e 23 anos e encontraram magnitude de força máxima de mordida unilateral de 537N. O estudo não apresentou diferença estatisticamente significativa nos valores da força máxima de mordida entre os gêneros, contrapondo os resultados apresentados anteriormente.

No presente estudo, observou-se uma força máxima de mordida de $286,88 \pm 51,09$ N no grupo dos homens, e $166,06 \pm 60,85$ N no grupo das mulheres. Os estudos de Castelo et al. (2008) e de Pereira et al. (2007), Koc, Dogan e Bek (2011), Hatch et al. (2001) apresentam valores próximos aos encontrados neste estudo.

FRATURA DAS COROAS PARCIAIS OU TOTAIS DE CERÂMICA ODONTOLÓGICA

Foram avaliadas 17 coroas totais metalocerâmicas em ouro eletrodepositado, 10 coroas totais feldspáticas sobre refratário, e 9 coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro, 56 *onlays* feldspáticas, 12 *inlays* feldspáticas e 25 facetas feldspáticas cimentadas em 25 indivíduos. Observou-se uma ocorrência de 10 fraturas de *onlays* feldspáticas, 1 fratura de *inlay* feldspática, 2 fraturas de coroas de óxido de alumínio infiltrado por vidro e nenhuma ocorrência de fratura nas coroas totais metalocerâmicas em ouro eletrodepositado e facetas feldspáticas.

Após uma análise detalhada do comportamento das coroas parciais ou totais de cerâmica no mesmo indivíduo, é possível perceber que:

- a) o indivíduo 1 foi reabilitado com 4 *onlays* feldspáticas nos dentes 15 (segundo pré-molar superior direito), 16 (primeiro molar superior direito), 36 (primeiro molar inferior esquerdo), 46 (primeiro molar inferior direito). O indivíduo apresentou uma força máxima de mordida de 245N mensurada sobre o primeiro molar. Ocorreram 2 casos de fraturas que acometeram as *onlays*

feldspáticas cimentadas nos dentes 36 e 46. As *onlays* cimentadas nos dentes 15 e 16 apresentaram-se íntegras. Os dentes 36, 46 e 16 foram restaurados com o mesmo tipo de material e estão suscetíveis a uma mesma magnitude de força, porém a *onlay* feldspática cimentada no dente 16 não fraturou, mas a *onlay* cimentada no dente 46 (antagonista) apresentou-se fraturada. É importante lembrar que as restaurações protéticas são personalizadas, ou seja, são confeccionadas para um determinado dente. Nesse estudo, não foi avaliada a quantidade de remanescente dental e a espessura das *onlays* feldspáticas antes da cimentação. Essas variáveis podem ter influenciado na ocorrência das fraturas das restaurações cerâmicas.

- b) o indivíduo 2 foi reabilitado com 3 *onlays* feldspáticas nos dentes 17 (segundo molar superior direito), 47 (segundo molar inferior direito), 34 (segundo pré-molar inferior esquerdo), 2 coroas totais cerâmica em óxido de alumínio infiltrado por vidro, nos dentes 46 (primeiro molar inferior direito) e 45 (segundo pré-molar inferior direito). O indivíduo apresentou uma força máxima de mordida de 111,9N sobre o primeiro molar. Ocorreram 2 casos de fraturas, uma que acometeu a coroa total cerâmica em óxido de alumínio infiltrado por vidro presente no dente 46 e uma *onlay* feldspática cimentada no dente 47. As *onlays* cimentadas nos dentes 17 e 34 permaneceram íntegras. De acordo com os resultados encontrados, o indivíduo apresentou uma força máxima de mordida de 111,9N, força essa inferior à força máxima de mordida do total da amostra (214,39N). A ocorrência de fratura da coroa com óxido de alumínio infiltrado por vidro (dente 46), e a não fratura da *onlay* feldspática cimentada no dente 17 não corroboram com os valores de resistência à compressão do material.
- c) o indivíduo 4 foi reabilitado com 5 *onlays* feldspáticas, cimentadas nos dentes 26 (primeiro molar superior direito), 34 (primeiro pré-molar inferior esquerdo), 36 (primeiro molar inferior esquerdo), 45 (segundo pré-molar inferior direito), 47 (segundo molar inferior direito). Apresentou uma força máxima de mordida de 234,2N sobre o primeiro molar. Ocorreram 3 fraturas de *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 26, 36 e 47. As *onlays* cimentadas nos dentes 34 e 45 permaneceram íntegras. Apenas as *onlays* cimentadas nos molares fraturaram. Bakke (2006) descreveu que a região dos dentes molares apresenta os maiores

valores de força máxima de mordida, comparada à região dos dentes pré-molares, que recebem 70% da magnitude total da força.

- d) o indivíduo 12 foi reabilitado com 9 *onlays* feldspáticas, nos dentes 16 (primeiro molar superior direito), 25 (segundo pré-molar inferior esquerdo), 26 (primeiro molar superior esquerdo), 15 (segundo pré-molar inferior direito), 27 (Segundo molar superior esquerdo), 36 (primeiro molar inferior esquerdo), 37 (segundo molar inferior esquerdo), 46 (primeiro molar inferior direito) e 47 (segundo molar inferior direito). Apresentou uma força máxima de mordida de 280N sobre o primeiro molar. Ocorreram apenas 2 casos de fraturas de *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 36, 37. As *onlays* cimentadas nos dentes 16, 25, 26, 27, 15, 47 permaneceram íntegras. Nesse indivíduo, foi possível observar casos isolados de fraturas e uma magnitude de força máxima de mordida maior do que o valor médio encontrado na amostra. Não é viável uma correlação direta entre a magnitude da força e a incidência de fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica, haja vista os dentes vizinhos e os dentes antagonistas restaurados com o mesmo material permaneceram íntegros.

- e o indivíduo 15 foi reabilitado com 5 *onlays* feldspáticas, cimentadas nos dentes 14 (primeiro pré-molar superior direito) 15 (segundo pré-molar superior direito) 16 (primeiro molar superior direito) 17 (segundo molar superior direito) 45 (segundo pré-molar inferior direito), 1 coroa total cerâmica em óxido de alumínio infiltrado por vidro cimentada no dente 46 (primeiro molar inferior direito) e uma coroa total em ouro eletrodepositado cimentada no dente 27 (segundo molar superior esquerdo). Apresentou uma força máxima de mordida de 310N sobre o primeiro molar. As *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 14, 15, 16, 17, 45 e a coroa total em ouro eletrodepositado cimentada no dente 27 permaneceram íntegras, já a coroa total cerâmica em óxido de alumínio infiltrado por vidro cimentada no dente 46 apresentou-se fraturada. É interessante observar a manutenção da integridade das *onlays* feldspáticas, suscetíveis a elevados valores de força máxima de mordida.

- f) o indivíduo 65 foi reabilitado com 1 *onlay* feldspática cimentada no dente 37 (segundo molar inferior esquerdo) e 1 *inlay* feldspática cimentada no dente

14 (primeiro pré-molar superior direito). Apresentou uma força máxima de mordida de 396 N sobre o primeiro molar. A *onlay* feldspática cimentada no dente 37 fraturou, porém a *inlay* feldspática cimentada no dente 14 permaneceu íntegra.

É importante descrever a existência ou não de uma correlação entre a força máxima de mordida e a fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica a partir de uma análise entre os indivíduos:

- a) o indivíduo 1 apresentou magnitude de força máxima de mordida de 245N e fraturou 2 *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 36 (primeiro molar inferior esquerdo) e 46 (primeiro molar inferior direito). O indivíduo 12 apresentou uma força máxima de mordida de maior magnitude (280,27N) e não fraturou duas *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 46 (primeiro molar inferior direito) e 47 (segundo molar inferior direito).
- b) o indivíduo 2 apresentou magnitude de força máxima de mordida de 111,9N e fraturou 1 *onlay* feldspática cimentada no dente 47 (segundo molar inferior direito). O indivíduo 15 apresentou uma força máxima de mordida de maior magnitude (310N) e não fraturou 2 *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 16 (primeiro molar superior direito) e 17 (segundo molar superior direito).
- c) o indivíduo 4 apresentou magnitude de força máxima de mordida de 234,2N e fraturou 2 *onlays* feldspáticas cimentadas nos dentes 26 (primeiro molar superior esquerdo) e 36 (primeiro molar inferior esquerdo). O indivíduo 62 apresentou uma força máxima de mordida de maior magnitude (323,2N) e não fraturou 1 *onlay* feldspática cimentada no dente 26 (segundo molar superior esquerdo).
- d) o indivíduo 70 apresentou uma magnitude de força máxima de mordida de 192 N e fraturou 1 *onlay* feldspática cimentada no dente 36 (primeiro molar inferior esquerdo). O indivíduo 55 apresentou uma força máxima de mordida de maior manitude (276,21N) e não fraturou 1 *onlay* feldspática cimentada no dente 36 (primeiro molar inferior esquerdo).

7 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que o gênero influencia diretamente na magnitude da força máxima de mordida, apresentando o gênero masculino maiores valores de força máxima de mordida.

Devido à distribuição desigual dos indivíduos de ambos os gêneros na faixa etária de 30 a 49 anos e com mais de 50 anos, não foi possível a determinação da influência da faixa etária na magnitude da força máxima de mordida.

Não foi possível determinar a influência do padrão facial na magnitude da força máxima de mordida, pois apenas 15 indivíduos realizaram a telerradiografia em norma lateral fundamental para a realização dos traçados cefalométricos, o que acarretou uma diminuição da amostra.

Foi possível observar percentualmente maior incidência de fratura nos indivíduos do gênero masculino, nos indivíduos na faixa etária de 30 a 49 anos e nos indivíduos com padrão facial braquicéfalo com distintos valores de força máxima de mordida.

Dessa forma, são necessários mais estudos buscando a determinação de outras variáveis relacionadas ao indivíduo e/ou material responsáveis pela fratura do material cerâmico. Para tal, é fundamental a realização de uma análise factográfica das coroas cerâmicas após a ocorrência da fratura para a investigação da causa da mesma.

8 REFERÊNCIAS

ALHAIJA E. S. J. A. et al. Maximum occlusal bite forces in Jordanian individuals with different dentofacial vertical skeletal patterns. **Eur. J. Dent.**, Copenhagen, v. 32, n. 1, p. 71-77, 2009.

ANDO K. et al. Bite force measurement system using pressure-sensitive sheet and silicone impression material. **J. Dent. Mater.**, Tokyo, v. 28, n. 2, p. 212-218, 2009.

ANUSAVICE, K. J. Degradability of dental ceramics. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v. 6, p. 82-89, 1992.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998.

ANUSAVICE, K. J. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. **Dent. Mater.**, Washington, v. 28, p. 102-111, 2012. Disponível em <<http://www.sciencedirect.com/science/journal/01095641>>. Acesso em: 20 nov. 2012.

BABIC, Z. J. et al. Bite force in subjects with complete dentition. **Coll. Antropol.**, Zagreb, v. 26, n. 1, p. 293-302, 2002.

BAKKE, M. Bite force and occlusion. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 12, p. 120-126, 2006.

BAKKE, M. et al. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. **Scand. J. Dent. Res.**, Oslo, v. 97, p. 539-551, 1989.

BAKKE, M. et al. Unilateral, isometric bite force in 8-68 year old women and men related to occlusal factors. **Scand. J. Dent. Res.**, Philadelphia, v. 98, p.149-158, 1990.

BEIER, U.S.; KAPFERER, I.; DUMFAHRT, H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 25, n. 1, p. 70-78, 2012.

BIANCHINI, E. M. G. **A cefalometria nas alterações miofuncionais orais: diagnóstico e tratamento**. 5. ed. São Paulo; 2002. (Pró-Fono)

BIANCHINI, E. M. G. Avaliação fonoaudiológica da motricidade oral - distúrbios miofuncionais orais ou situações adaptativas. **Dent. Press Ortodon. Ortop. Fac.**, Maringá, v. 6, n. 3, p. 73-82, 2001.

BJORK, A. Variations in the growth pattern of the human mandibule: longitudinal radiographic study by the implant method. **J. Dent Res.**, Philadelphia, v. 42, p. 400-411, 1963.

BONAKDARCHIAN, M.; ASKARI, N.; ASKARI, M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 54, p. 201-204, 2009.

BRAUN, S. et al. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 65, p. 367-372, 1995a.

BRAUN, S. et al. A study of bite force, part 2: Relationship to various cephalometric measurements. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 65, p. 373-377, 1995b.

BRAUN, S. et al. A study of maximum bite force, during growth and development. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 66, p. 261-264, 1996.

CASTELO, P. M. et al. Facial dimension, bite force and masticatory muscle thickness in preschool children with functional posterior crossbite. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 22, n. 1, p. 48-54, 2008.

CONCEIÇÃO, E. M. et al. **Restaurações estéticas**: compósitos, cerâmicas e implantes. São Paulo: Artmed, 2005.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais dentários restauradores**: cerâmicas odontológicas. 11. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2004.

CUSTODIO, W. **Força de mordida, ciclos mastigatórios e deflexão mandibular em indivíduos com diferentes tipos faciais**. 2008. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica) - Universidade Estadual de Campinas . Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2008.

DELLA BONA, A.; KELLY, J.R. The clinical success of all-ceramic restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 139, suppl. 4, p. 8S-13S, Sept. 2008.

DENRY, I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? **Dent Mater.**, Washington, v. 29, n. 1., p. 85- 96, 2013.

ETMAN, M. K.; WOOLFORD, M.J. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 103, p. 80-90, 2010.

FERNANDES, C.P. et al. A novel sensor for bite force determinations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 19, p. 118-126, 2003.

FERRARIO, V. F. et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **J. Dent.**, Guildford, v. 32, p. 451-457, 2004a.

FERRARIO, V. F. et al. Single tooth bite forces in healthy young adults. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 31, p.18-22, 2004b.

FIELDS, H. W. et al. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. **J. Dent. Res.**, Philadelphia, v. 65, n. 2, p.135-138 1986.

FREIRE, M. C. M.; PATUSSI, M. P. Tipos de estudo. In: ESTRELA, C. (Org.). **Metodologia científica**. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2005. p. 185-210.

GARCIA-MORALES, P. et al. Maximum bite force, muscle efficiency and mechanical advantage in children with vertical growth patterns. **Eur. J. Orthod.**, Copenhagen, v. 25, p. 265-272, 2003.

GÖKÇEN-RÖHLIG, B. et al. Applicability of zirconia dental prostheses for metal allergy patients. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 23, n. 6, p. 562-565, 2010

GOMES, E.A. et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. **Cerâmica**, v. 54, p. 319-25, 2008.

HAGBERG, C. Assessments of bite force: a review. **J. Craniomandib. Disord.**, Lombar, v. 1, p. 162-169, 1987.

HATCH, J.P. et al. Determinants of masticatory performance in dentate adults. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 46, p. 641-648, 2001.

HELKIMO E.; CARLSSON, G.E.; HELKIMO, M. Bite force and the state of dentition. **Acta. Odontol. Scand.**, Oslo, v. 35, p. 297-303, 1976.

HENRIQUES, A. C. G. et al. Cerâmicas odontológicas: aspectos atuais propriedades e indicações. **Odontol. Clin. Cient.**, Recife, v.4, n.7, p.289-294, out./dez. 2008.

HICKEL, R. et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 1, p. 121-147, 2007.

IKEBE, K. et al. Association of bite force with ageing and occlusal suport in older adults. **J. Dent.**, Guildford, v. 33, p. 131-137, 2005.

IKEBE, K. et al. Validation of the eichner index in relation to occlusal force and masticatory performance. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 23, n. 6, p. 521-524, 2010.

INGERVALL, B.; MINDER, C. Correlation between maximum bite force and facial morphology in children. **Angle. Orthod.**, Appleton, v. 67, p. 415-424, 1997.

IWASE, M. et al. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after a orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 35, p. 1102-1107, 2006.

KAMEGAI, T. et al. A Determination of bite force in northern Japanese children. **Eur. J. Dent.**, Copenhagen, v. 27, n. 1, p. 53-57, 2005.

KASSEM, A. S. et al. Survival rates of porcelain molar crowns: an update. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 23, p. 60-62, 2010.

KIKUCHI, M.; KORIOH, T. W. P.; HANNAM, A. G. The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. **J. Dent. Res.**, Philadelphia, v. 76, n. 6, p. 1316-1325. 1997.

KILIARIDIS, S. et al. Craniofacial morphology, occlusal traits, and bite force in persons with advanced occlusal tooth wear. **Am J. Orthod Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 107, p. 286-292, 1995.

KITAFUSA, Y. Application of Prescale as an aid to clinical diagnosis in orthodontics. **Bull Tokyo dent. Coll.**, Tokyo, v. 45, n. 2, p. 99-108, 2004.

KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. **Eur. J. Dent.**, Copenhagen, v. 4, p. 223-232, 2010.

KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Effect of gender, facial dimensions, body mass index and type of functional occlusion on bite force. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 19, n. 3, p. 274-279, 2011.

MIRANDA, C. C. Coroas metalocerâmicas X ceramocerâmicas. In: CONCLAVE INTERNACIONAL, 16., Campinas, 2005. **Anais...** Campinas, 2005.

MONTEIRO, P. et al. The Importance of the optical properties in dental silica-based ceramics. **J. Calif. Dent. Assoc.**, San Francisco, v. 40, n. 6, p. 477- 481, 2012.

MOTEGI, E. et al. Occlusal force in people in their sixties attending college for elderly. **Bull Tokyo Dent. Coll.**, Tokyo, v. 50, n. 3, p. 135-140, 2009.

OKIYAMA, S.; IKEBE, K.; NOKUBI, T. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, p. 278-282, 2003.

PAGANI, C.; MIRANDA, C.B.; BOTTINO, M.C. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. **J. appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 1, n. 11, p. 69-75, 2003.

PEREIRA, L. J. et al. Muscle thickness, bite force, and cranio-facial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. **Eur. J. Orthod.**, Copenhagen, v. 29, p. 72- 78, 2007.

PJETURSSON, B.E. et al. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstruction after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 18 (Suppl. 3), p. 73-85, 2007.

RAADSHEER, M.C. et al. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. **J. Dent. Res.**, Philadelphia, v. 78, p. 31-42, 1999.

RIBEIRO, J. L. P. **Introdução à psicologia da saúde**. Coimbra: Quarteto, 2005.

RICKETTS, R. M. Perspective in the clinical application of cephalometrics. The first fifty years. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 51, n. 2, p. 115-150, 1981

SHINOYAYA, T. et al. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. **Clin. Oral. Investig.**, Berlin, v. 5, p. 63-68, 2001.

SKINKAI, R.S. et al. Maximum occlusal force and medial mandibular flexure in relation to vertical facial pattern: a cross-sectional study. **Head & Face Med.**, London, v. 3, n. 18, 2007. Disponível em: <[http:// www.head-face-med.com/content/3/1/18](http://www.head-face-med.com/content/3/1/18)>. Acesso em: 2 jul. 2012.

SOUZA, R. O. A.; OZEAN, M.; MIYASHITA, E. Zircônia na odontologia: vantagens e possíveis limitações. MENDES, W. B.; MIYASHITA, E.; OLIVEIRA, G. G.. (Org.). **Reabilitação oral: previsibilidade e longevidade**. São Paulo: Ed. Napoleão, 2011. Cap. 18 p. 513- 563,

TORTOPIDIS, D. et al. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 2, p. 681-686, 1998.

TUXEN, A.; BAKKE, M.; PINHOLT, E. M. Comparative data from young men and women on masseter muscle fibres, function and facial morphology. **Arch. Oral Biol.**, v. 44, p. 509-518, 1999.

VAN DER BILT, A. et al. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. **Eur. J. Oral.**, Copenhagen, v. 116, p. 217-222, 2008.

VAN EIJDEN, T. M. G. J. Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force. **J. Dent. Res.**, Philadelphia, v. 69, n. 3, p. 901-905, 1990.

VAN SPRONSEN, P. H. Long-face craniofacial morphology: cause or effect of weak masticatory musculature? **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 16, n. 2, p. 99-117, 2010.

VARGAS, S. et al. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. **Eur. J. Orthod.**, Copenhagen, v. 9, p. 1-7, 2010.

VOLPATO, C. A. M. et al. **Próteses odontológicas: uma visão contemporânea**. São Paulo: Ed. Santos, 2012.

WANG, X.; FAN, D.; SWAIN, V. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 25, n. 5, p. 441-450, 2012.

WASSERMANN, A.; KAISER, M.; STRUB, J. R. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: a systematic literature review. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 19, n. 4, p. 355-363, 2006.

WHITE, S. N. et al. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, n. 2, p. 125-131, 2005.

ZEMLIN, W. R. **Princípios de anatomia e fisiologia em fonoaudiologia**. 4 ed. Porto Alegre: Artmed. 2000.

ANEXO A- DADOS DA PESQUISA

A Tabela 1 correlaciona o perfil sociodemográfico (faixa etária e gênero) com os casos de fratura de *onlays* feldspáticas. Apresenta 10 casos de fraturas de *onlays* feldspáticas em 6 indivíduos. O indivíduo 4 foi acometido por 3 casos de fratura, os indivíduos 1 e 12 foram cometidos por 2 casos de fratura, já os indivíduos 65,70 e 2 apresentaram apenas 1 caso de fratura, todas as fraturas ocorreram nos primeiros ou segundos molares.

Tabela 1 – Caracterização dos indivíduos que apresentaram *onlays* que sofreram fratura segundo o perfil sociodemográfico.

Indivíduos	Gênero	Faixa etária	Dente
1	Feminino	30 a 39 anos	36
1	Feminino	30 a 39 anos	46
2	Feminino	40 a 49 anos	47
4	Masculino	50 a 59 anos	26
4	Masculino	50 a 59 anos	36
4	Masculino	50 a 59 anos	47
12	Masculino	40 a 49 anos	36
12	Masculino	40 a 49 anos	37
65	Masculino	50 a 59 anos	37
70	Feminino	40 a 49 anos	36

O indivíduo 1 apresentou uma força máxima de mordida de 245N e fraturou duas *onlays* feldspáticas cimentadas nos elementos 36 e 46. O indivíduo 2 apresentou uma força máxima de mordida de 111,9N e fraturou uma *onlay* feldspática cimentada no elemento 47. O indivíduo 4 apresentou uma força máxima de mordida de 234,20N e fraturou duas *onlays* feldspáticas cimentadas nos elementos 26 e 36. O indivíduo 12 apresentou uma força máxima de mordida de 280,27N e fraturou duas *onlays* feldspáticas cimentadas nos elementos 36 e 37. O indivíduo 65 apresentou uma força máxima de mordida de 396,00N e fraturou uma *onlay* feldspática cimentada no elemento 37. O indivíduo 70 apresentou uma força máxima de mordida de 192,44N e fraturou uma *onlay* feldspática cimentada no elemento 36 (Tabela 2).

Tabela 2 – Caracterização das *onlays* que sofreram fratura.

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistema Cerâmico	FMM (N)
1	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	245,00
1	46	Posterior inferior direito	Grupo OF	245,00
2	47	Posterior inferior direito	Grupo OF	111,90
4	26	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	234,20
4	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	234,20
4	47	Posterior inferior direito	Grupo OF	234,20
12	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	280,27
12	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	280,27
65	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	396,00
70	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	192,44

Nota: Grupo OF- *onlay* feldspática- FMM- força máxima de mordida

A Tabela 3 apresenta os 14 indivíduos que não fraturaram as *onlays* feldspáticas com seus respectivos valores de força máxima de mordida.

Tabela 3 – Caracterização das *onlays* que não sofreram fraturas.

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistema Cerâmico	FMM (N)
1	15	Posterior superior direito	Grupo OF	245, 00
1	16	Posterior superior direito	Grupo OF	245, 00
2	17	Posterior superior direito	Grupo OF	111,9
2	34	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	111,9
4	34	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	234,2
4	45	Posterior inferior direito	Grupo OF	234,2
6	15	Posterior superior direito	Grupo OF	109,47
6	16	Posterior superior direito	Grupo OF	109,47
6	35	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	109,47
6	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	109,47
12	15	Posterior superior direito	Grupo OF	280,27
12	16	Posterior superior direito	Grupo OF	280,27
12	25	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	280,27
12	26	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	280,27
12	27	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	280,27
12	26	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	280,27
12	46	Posterior inferior direito	Grupo OF	280,27

Continua

Conclusão

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistema Cerâmico	FMM (N)
12	47	Posterior inferior direito	Grupo OF	280,27
15	14	Posterior superior direito	Grupo OF	310,00
15	15	Posterior superior direito	Grupo OF	310,00
15	16	Posterior superior direito	Grupo OF	310,00
15	17	Posterior superior direito	Grupo OF	310,00
15	45	Posterior inferior direito	Grupo OF	310,00
26	16	Posterior superior direito	Grupo OF	102,1
26	26	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	102,1
26	27	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	102,1
26	46	Posterior inferior direito	Grupo OF	102,1
26	47	Posterior inferior direito	Grupo OF	102,1
30	27	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	114,0
31	15	Posterior superior direito	Grupo OF	204,0
31	16	Posterior superior direito	Grupo OF	204,0
31	17	Posterior superior direito	Grupo OF	204,0
31	24	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	204,0
31	25	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	204,0
31	26	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	204,0
31	35	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	204,0
55	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	276,21
56	35	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	189,73
56	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	189,73
56	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo OF	189,73
60	14	Posterior superior direito	Grupo OF	214,00
60	15	Posterior superior direito	Grupo OF	214,00
60	24	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	214,00
60	25	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	214,00
62	26	Posterior superior esquerdo	Grupo OF	323,2
66	17	Posterior superior direito	Grupo OF	119,19

Nota: OF- *onlay* feldspática FMM- força máxima de mordida

O indivíduo 63, do gênero feminino com faixa etária entre 50 a 59 anos (Tabela 4), fraturou uma *inlay* cimentada no elemento 25 (posterior superior esquerdo) com uma força máxima de mordida de 146,21N (Tabela 5).

Tabela 4 – Caracterização do indivíduo que apresentou uma *inlay* que sofreu fratura segundo o perfil sociodemográfico.

Indivíduos	Gênero	Faixa etária	Dente
63	Feminino	50 a 59 anos	25

Tabela 5 – Caracterização da *inlay* que sofreu fratura.

Indivíduos	Dente	Posição	Sistema	Força
63	25	Posterior sup. esquerdo	Grupo IF	146,21

Nota: Grupo IF- *inlay* feldspática FMM – Força máxima de mordida

A Tabela 6 apresenta 4 indivíduos que receberam *inlays* feldspáticas que não sofreram fratura cimentadas, nos dentes pré-molares e molares com suas respectivas força máxima de mordida.

Tabela 6 – Caracterização das *inlays* que não sofreram fratura.

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistema Cerâmico	FMM (N)
30	17	Posterior superior direito	Grupo IF	114,0
63	24	Posterior superior esquerdo	Grupo IF	146,21
63	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo IF	146,21
65	14	Posterior superior direito	Grupo IF	396,0
69	24	Posterior superior esquerdo	Grupo IF	320,0
69	26	Posterior superior esquerdo	Grupo IF	320,0
69	14	Posterior superior direito	Grupo IF	320,0
69	15	Posterior superior direito	Grupo IF	320,0
69	16	Posterior superior direito	Grupo IF	320,0
69	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo IF	320,0
69	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo IF	320,0

Nota: Grupo IF - *inlay* feldspática FMM – Força máxima de mordida

Uma mulher com idade entre 40 a 49 anos, fraturou duas coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro cimentadas nos elementos 46 e 47. O outro caso de fratura ocorreu em um homem, com idade entre 40 a 49 anos, fraturou uma coroa total cerâmica em óxido de alumínio infiltrado por vidro cimentada, no elemento 27 (Tabela 7).

Tabela 7 – Caracterização dos indivíduos que apresentaram coroas totais que sofreram fratura segundo o perfil sociodemográfico.

Indivíduos	Gênero	Faixa etária	Dente
2	Feminino	40 a 49 anos	46
15	Masculino	40 a 49 anos	27

A Tabela 8 apresenta quatro casos de fratura de coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro, que acometeram dois indivíduos. O indivíduo 2 fraturou 1 coroa cimentada no dente 46 e imprimiu uma força máxima de mordida de 111,9N sobre o sensor. O indivíduo 15 apresentou uma força máxima de mordida de 310N sobre o sensor de força e fraturou uma coroa total de cerâmica em óxido de alumínio infiltrado por vidro cimentada, no dente 47.

Tabela 8 – Caracterização das coroas totais que sofreram fratura.

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistema Cerâmico	FMM (N)
2	46	Posterior inferior direito	Grupo CAL	111,9
15	46	Posterior inferior direito	Grupo CAL	310,0

Neste estudo foram avaliadas 37 coroas totais instaladas em 16 indivíduos. A Tabela 9 apresenta 15 indivíduos que receberam 33 coroas totais que não sofreram fratura.

Tabela 9 – Caracterização das coroas totais que não sofreram fraturas.

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistemas Cerâmicos	FMM (N)
2	45	Posterior inferior direito	Grupo CAL	111,9
4	17	Posterior superior direito	Grupo CMC	234,2
4	46	Posterior inferior direito	Grupo CMC	234,2
6	26	Posterior superior esquerdo	Grupo CF	109,47
6	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo CMC	109,47
15	27	Posterior superior esquerdo	Grupo CMC	310,00
27	25	Posterior superior esquerdo	Grupo CF	290,8
27	26	Posterior superior esquerdo	Grupo CF	290,8
30	46	Posterior inferior direito	Grupo CF	114,0
31	14	Posterior superior direito	Grupo CF	204,0
31	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo CMC	204,0
31	46	Posterior inferior direito	Grupo CMC	204,0
31	47	Posterior inferior direito	Grupo CMC	204,0
32	46	Posterior inferior direito	Grupo CF	145,91
33	27	Posterior superior esquerdo	Grupo CMC	280,0
33	26	Posterior superior esquerdo	Grupo CMC	280,0
60	16	Posterior superior direito	Grupo CMC	214,0
60	17	Posterior superior direito	Grupo CMC	214,0
60	38	Posterior inferior esquerdo	Grupo CAL	214,0
60	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo CAL	214,0
60	27	Posterior superior esquerdo	Grupo CF	214,0
62	16	Posterior superior direito	Grupo CMC	323,2
62	37	Posterior inferior esquerdo	Grupo CF	323,2
63	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo CMC	146,21
64	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo CMC	277,32
66	25	Posterior superior direito	Grupo CF	119,19
66	27	Posterior superior direito	Grupo CF	119,19
68	36	Posterior inferior esquerdo	Grupo CMC	185,13
69	47	Posterior inferior direito	Grupo CMC	320,0
69	22	Posterior superior esquerdo	Grupo CMC	320,0
69	34	Posterior inferior esquerdo	Grupo CAL	320,0
69	25	Posterior superior esquerdo	Grupo CAL	320,0
69	35	Posterior inferior esquerdo	Grupo CAL	320,0
69	45	Posterior inferior direito	Grupo CAL	320,0

Nota: CAL- coroas totais cerâmicas em óxido de alumínio infiltrado por vidro; CMC- coroas totais metalocerâmicas em ouro eletrodepositado; CF- coroas totais feldspáticas; FMM – Força máxima de mordida

Foram cimentadas 25 facetas em 6 indivíduos. A Tabela 10 apresenta o número dos dentes que receberam as facetas e a localização no arco dental.

Tabela 10 – Caracterização das facetas que não sofreram fratura.

Indivíduos	Dente	Posição do dente	Sistema coronário
1	11	Anterior superior direito	Grupo FF
1	12	Anterior superior direito	Grupo FF
1	13	Anterior superior direito	Grupo FF
1	21	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
1	22	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
1	23	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
22	11	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
22	21	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
31	11	Anterior superior direito	Grupo FF
31	12	Anterior superior direito	Grupo FF
31	21	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
31	22	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
50	21	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
56	11	Anterior superior direito	Grupo FF
56	12	Anterior superior direito	Grupo FF
56	21	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
56	22	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
60	11	Anterior superior direito	Grupo FF
60	12	Anterior superior direito	Grupo FF
60	13	Anterior superior direito	Grupo FF
60	21	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
60	22	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
60	23	Anterior superior esquerdo	Grupo FF
60	31	Anterior inferior esquerdo	Grupo FF
60	41	Anterior inferior direito	Grupo FF

Nota: FF- faceta feldspática

ANEXO B- DETALHES TÉCNICOS DO SENSOR FLEXFORCE (TEKSCAN, EUA)

Características dos sensores Flexiforce EFL (Tekscan, EUA).

O sensor FLEXIFORCE EFL, fabricado pela Tekscan, localizada nos Estados Unidos, funciona como um resistor variável em um circuito elétrico. É constituído por um circuito ultrafino (0,208mm espessura) com duas camadas, uma impregnada pela prata (material condutor) seguido por outra camada de tinta sensível à compressão e um filme de poliéster utilizado para laminar as duas camadas do substrato para formar o sensor. A área de sensoriamento ativo é definida por um círculo de prata com diâmetro de 0,375mm sobre a tinta sensível à pressão localizada no final do sensor. A prata se estende desde a área de detecção até os conectores na outra extremidade do sensor, formando os fios condutores.

Os sensores ELF usam uma tecnologia baseresistiva, pois quando é aplicada uma força na área ativa de detecção do sensor, uma resposta é gerada a partir da mudança na resistência do elemento do sensor na proporção inversa à força aplicada. Quando é removida a carga sobre o sensor, sua resistência é muito alta (superior a 5 Meg ohms), quando uma força é aplicada ao sensor, sua resistência diminui. O ohm com o símbolo Ω é a unidade de medida da resistência elétrica, padronizada pelo Sistema Internacional de Unidades e corresponde à relação entre a tensão de um volt e uma corrente de um ampère sobre um elemento, condutor ou isolante.

Os sensores são flexíveis e estão disponíveis em três faixas, de diferentes intensidades: baixa, média e alta. O *software* ELF permite visualizar os valores da força máxima de mordida coletados em tempo real, que podem ser exibidos em um gráfico de barras, em um gráfico de colunas, ou através da leitura digital, e gravar as informações enviadas para o computador através de uma entrada, USB. O sensor é capaz de medir ambas as forças estáticas e dinâmicas e é fino o suficiente para permitir a medição não intrusiva do elemento dental. O material utilizado é macio e permite ao elemento testado obter uma firme aderência em

todas as posições, moldando-se às características morfológicas da superfície oclusal. Acredita-se que o tipo de material utilizado e a espessura do sensor são fatores importantes para a mensuração da força máxima de mordida, pois reproduzem uma posição mais fisiológica dos côndilos e diminuem o risco de fratura do elemento dental.

Antes do início de cada sessão para mensuração da força máxima de mordida o sensor Flexiforce (Tekscan, EUA) era testado e protegido com um stop de silicone semirrígido e com uma sacola plástica, para evitar o contato com a saliva dos indivíduos, prevenir a contaminação cruzada, garantir a biossegurança e, ao final de cada mensuração, as sacolas eram descartadas. Durante a impressão da força máxima de mordida sobre o sensor nenhum dos participantes do estudo relatou dor nos dentes ou na articulação temporomandibular.

Figura 1 – Sensores Flexiforce EFL (Tekscan, EUA).

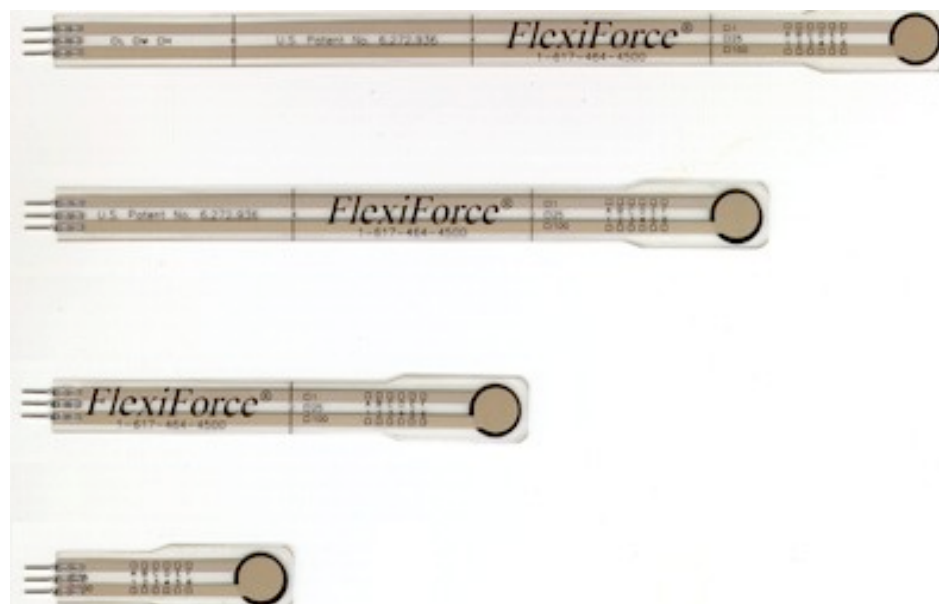


Figura 2- Sistema FLEXIFORCE EFL (Tekscan, EUA).



Figura 3 - Sistema FLEXIFORCE EFL (Tekscan, EUA), para mensuração da força máxima de mordida transmitida via USB.



ANEXO C – MODELO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO CENTRO DE CIÊNCIAS DA
SAÚDE MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa:

“Avaliação clínica da força de mordida relacionada ao perfil psicológico e ao padrão facial dos pacientes reabilitados com coroas parciais e/ou totais de cerâmicas odontológicas”.

Pesquisadores responsáveis: Mestranda Prof^a Luciana Fernandes Marba

Prof^a Dr^a Selva Guerra.

Justificativa: Correlacionar a força máxima de mordida, o perfil psicológico e o padrão facial de um grupos de pacientes restaurados com coroas parciais e/ou totais de cerâmica odontológica, com a presença ou ausência de fraturas das mesmas.

Objetivo: O estudo tem como objetivo determinar a influência do perfil psicológico, do padrão facial (dolicofacial, mesofacial, braquifacial) e da força máxima de mordida com a fratura das coroas parciais ou totais de cerâmica odontológica. Determinar parâmetros clínicos e físicos mais precisos com o objetivo de reduzir o número de repetições proporcionando o aumento da sobrevida do material em função na cavidade bucal.

Procedimentos: Em cada voluntário utilizaremos um medidor de pressão (FLEXIFORCE EFL Tekscan), para aferirmos a força máxima de mordida sobre o elemento reabilitado com as coroa(s) parcial ou total de cerâmica odontológica. O indivíduo morderá o dispositivo por 4 vezes com força máxima de mordida durante 3 segundos, com um intervalo de descanso entre os ensaios. Será aplicado um

questionário (Inventário de ansiedade de Beck) para determinação do perfil psicológico dos pacientes, e uma radiografia cefalométrica lateral de cada indivíduo será necessária para determinação do padrão facial.

Desconfortos e/ou riscos esperados: Não são esperados riscos. As informações obtidas deste estudo serão publicadas, porém a sua identidade será mantida em sigilo todas as vezes, bem como em qualquer publicação futura que vier a resultar deste estudo. As folhas de avaliação ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e sob a guarda dos mesmos.

Benefícios: Os participantes serão informados dos resultados da pesquisa. Além disso, receberão qualquer esclarecimento relacionado à pesquisa.

Obrigação do voluntário: Cooperação e sinceridade para que os dados coletados não comprometam o resultado da pesquisa.

Retirada do consentimento: O voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento, a qualquer momento, deixando de participar do estudo. O (a) senhor (a) pode decidir não participar deste estudo, sem que nenhum prejuízo decorra desta decisão poderá não devolver o questionário preenchido.

Consentimento:

Eu, _____ li todo o

documento e entendi a importância da pesquisa sobre a “**Avaliação clínica da força de mordida relacionada ao perfil psicológico e ao padrão facial dos pacientes reabilitados com coroas parciais e/ou totais de cerâmicas odontológicas**”, fui informada (o) dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e motivar minha decisão se assim o desejar. O (s) pesquisador (es) responsável (is) assegurou (aram)- me todos os dados desta pesquisa serão confidenciais

Em caso de dúvida poderei chamar a pesquisadora responsável: Luciana Fernandes Marba no telefone (27) 33141781, e-mail: lucianafmarba@ig.com.br, ou Selva Maria Guerra, e-mail: selvaguerra@terra.com.br. Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Identidade Assinatura do participante Data

Identidade Assinatura do pesquisador Data

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEP): Coordenadora: Prof^a Dra. Eliete Rabbi Bortolini

Rod. Serafim Derenzi, 3115, São Pedro, Vitória, 29032-060, E.S

Fone (27) 2122-4570 E-mail: comitê.etica@aev.edu.br

Funcionamento: 2^a a 6^a feira, de 8:00 às 12:00 e 14:00 às 17:00 horas.